

Universidade de Brasília – UnB
Faculdade UnB Gama – FGA
Engenharia Eletrônica

Avaliação técnica do Equipamento de Ablação Hepática por Radiofrequência - SOFIA

Autor: Murilo Venturin

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury
Rosa

Coorientador: MSc. Ronei Delfino da Fonseca

Brasília, DF
2017



Murilo Venturin

Avaliação técnica do Equipamento de Ablação Hepática por Radiofrequência - SOFIA

Monografia submetida ao curso de graduação
em Engenharia Eletrônica da Universidade
de Brasília, como requisito parcial para ob-
tenção do Título de Bacharel em Engenharia
Eletrônica.

Universidade de Brasília – UnB

Faculdade UnB Gama – FGA

Orientador: Prof^a. Dr^a. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Coorientador: MSc. Ronei Delfino da Fonseca

Brasília, DF

2017

Murilo Venturin

Avaliação técnica do Equipamento de Ablação Hepática por Radiofrequência
- SOFIA/ Murilo Venturin. – Brasília, DF, 2017-
65 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientadora: Profa. Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília – UnB
Faculdade UnB Gama – FGA , 2017.

1. Ablação por radiofrequência. 2. SOFIA. 3. Câncer de fígado. I. Prof^a.
Dr^a. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa. II. Universidade de Brasília.
III. Faculdade UnB Gama. IV. Avaliação técnica do Equipamento de Ablação
Hepática por Radiofrequência - SOFIA

CDU 02:141:005.6

Murilo Venturin

Avaliação técnica do Equipamento de Ablação Hepática por Radiofrequência - SOFIA

Monografia submetida ao curso de graduação
em Engenharia Eletrônica da Universidade
de Brasília, como requisito parcial para ob-
tenção do Título de Bacharel em Engenharia
Eletrônica.

Trabalho aprovado. Brasília, DF, 27 de novembro de 2017 – Data da aprovação do
trabalho:

**Prof^a. Dr^a. Suélia de Siqueira
Rodrigues Fleury Rosa**
Orientadora

Prof. Dr. Mário Fabrício Rosa Fleury
Convidado 1

MSc. Danilo do Santos Oliveira
Convidado 2

**Mestrando em Eng. Biomédica Bruno
da Costa Motta**
Convidado 3

**Mestranda em Eng. Biomédica
Thanyze Zoccoli**
Convidado 4

Brasília, DF
2017

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a minha família, pela capacidade de acreditar e investir em mim e pelo apoio incondicional durante toda a minha jornada, meu pai Gilmar Venturin, minha mãe Ivete Carniel Venturin, meus irmãos Mauricio e Diego Venturin.

Agradeço a minha orientadora, Prof^a. Dr^a. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa, por ser uma orientadora sempre presente, por ser uma excelente professora, sempre ajudando e inspirando seus alunos, pela oportunidade que ela me deu de participar do projeto SOFIA e pela forma que ela me inspirou a sempre fazer meu melhor.

Agradeço ao meu coorientador, MSc. Ronei Delfino da Fonseca, por ser um grande mentor, por todo o auxílio e apoio na execução deste trabalho e também por todo o aprendizado que ele me proporcionou.

Agradeço a toda equipe do projeto SOFIA, pela oportunidade de trabalhar e aprender ao lado deles, em especial ao Gilvanson Costa Cavalcante pela ajuda com os ensaios experimentais e pelo aprendizado que ele me proporcionou.

Por fim, agradeço aos meus amigos por todo o apoio durante toda minha graduação e pelos momentos de descontração que eles me proporcionaram.

Resumo

O carcinoma hepatocelular é um tipo de câncer primário do fígado, sendo o tumor sólido mais comum no mundo, atingindo um milhão de pessoas por ano, correspondendo a 6^a causa de câncer e a 3^a causa de morte por câncer no mundo. A ressecção cirúrgica é considerada o método mais efetivo para tratamento desse tipo de câncer, nos casos em que a ressecção cirúrgica não pode ser aplicada a ablação por radiofrequência se apresenta como tratamento alternativo. O presente trabalho busca realizar análises teóricas e experimentais do SOFIA, que é um equipamento de ablação por radiofrequência, propondo melhorias ao mesmo. Foi realizada uma análise teórica dos circuitos do equipamento, assim como foram feitos ensaios em bancada para analisar o desempenho do equipamento buscando avaliar a necessidade de melhorias quanto ao aumento da potência de saída do equipamento, realizando uma análise teórica dos circuitos e pontuando as mudanças necessárias. Foram apresentados gráficos de desempenho e de erro nas medidas feitas pelo equipamento, propondo mudanças pontuais no equipamento que podem resultar em um aumento do desempenho do equipamento durante o procedimento de ablação.

Palavras-chaves: Ablação por radiofrequência, SOFIA, câncer de fígado.

Abstract

Hepatocellular carcinoma is a type of primary cancer in the liver, being the most common solid tumor in the world, reaching a million people a year, corresponding to the 6th cause of cancer and the 3rd cause of death by cancer in the world. Surgical resection is considered the most effective method for treating this type of cancer, in cases in which surgical resection can not be applied the radiofrequency ablation is presented as an alternative treatment. The present work seeks to perform theoretical and experimental analyzes of SOFIA, which is a radiofrequency ablation equipment, proposing improvements to it. A theoretical analysis in the circuits of the equipment was carried out, as well as bench tests to analyze the performance of the equipment, aiming to evaluate the need of improvements in the output power increase, performing a theoretical analysis of the circuits and mentioning the necessary changes. Performance and error graphs were presented in the measurements made by the equipment, proposing specific changes in the equipment that may result in an increase in the performance of the equipment during the ablation procedure.

Key-words: Radiofrequency ablation, SOFIA, liver cancer.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Representação do procedimento de ARF.	25
Figura 2 – Quatro principais fabricantes de geradores de RF.	27
Figura 3 – Teste <i>in vivo</i> realizado em suíno.	29
Figura 4 – Apresentação de alguns tipos de eletrodos existentes no mercado.	30
Figura 5 – SOFIA, equipamento de ablação hepática por radiofrequência.	31
Figura 6 – Diagrama de blocos do equipamento de ARF SOFIA.	32
Figura 7 – <i>Display touchscreen</i> do SOFIA.	33
Figura 8 – Diagrama de blocos da placa de controle.	34
Figura 9 – Diagrama de blocos da placa do gerador.	35
Figura 10 – Duas ondas quadradas defasadas de 180° e com mesma frequência.	36
Figura 11 – Conversor <i>push-pull</i>	37
Figura 12 – Circuito de <i>non overllaping clock</i>	38
Figura 13 – Filtro analógico passa-baixas.	39
Figura 14 – Filtro analógico passa-baixas.	39
Figura 15 – Circuito utilizado para medir a tensão aplicada pelo equipamento di- retamente na carga.	41
Figura 16 – Circuito utilizado para medir a corrente aplicada pelo equipamento diretamente na carga.	42
Figura 17 – Organização da bancada para aquisição dos dados experimentais.	43
Figura 18 – Diagrama representativo do procedimento experimental.	44
Figura 19 – Diagrama representativo do procedimento experimental.	46
Figura 20 – Diagrama de blocos do equipamento de ablação hepática por radio- frequência SOFIA.	49
Figura 21 – Bancada utilizada na realização dos ensaios experimentais.	51
Figura 22 – Gráfico de eficiência do equipamento SOFIA.	52
Figura 23 – Potência entregue medida diretamente sobre a carga	53
Figura 24 – Potência medida diretamente sobre a carga.	54
Figura 25 – Gráfico de exatidão do ajuste de controle da saída.	54
Figura 26 – Tensão de pico medida diretamente sobre a carga.	55
Figura 27 – Erro na medida de potência.	56
Figura 28 – Circuitos da placa do gerador que precisam ser analisados para expan- são da potência de saída.	57
Figura 29 – Filtro analógico passa-baixas.	58
Figura 30 – Filtro analógico passa-baixas.	58
Figura 31 – Conversor <i>push-pull</i>	59
Figura 32 – Circuitos de medidas.	60

Lista de tabelas

Tabela 1 – Comparação técnica entre os principais equipamentos de ablação por radiofrequência comercializados mundialmente e o SOFIA.	28
---	----

Lista de abreviaturas e siglas

SOFIA	<i>Software of Intensive Ablation</i> , Equipamento de Ablação por Radio-frequência
ARF	Ablação por Radiofrequência
CHC	Carcinoma Hepatocelular
DAC	<i>Digital Analog Converter</i> , Conversor Analógico Digital
ADC	<i>Analog Digital Converter</i> , Conversor digital analógico
RMS	<i>Root Mean Square</i> , Valor Eficaz
RF	Radiofrequência
AC	<i>Alternating Current</i> , Corrente Alternada
DC	<i>Direct Current</i> , Corrente Contínua
CI	Circuito Integrado

Lista de símbolos

W	Watt
V	Volt
A	Ampère
Hz	Hertz
C	Capacitância
L	Indutância
R	Resistência
P	Potência
mm	Milímetro
cm	Centímetro
cm^3	Centímetro cúbico
$^{\circ}C$	Grau Celsius
hPa	hectopascal
kg	Quilograma
π	Representação do número 3,1416
Ω	Resistência elétrica
F	Farad

Sumário

1	INTRODUÇÃO	21
1.1	Contextualização	21
1.2	Objetivos Gerais	22
1.3	Objetivos específicos	23
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	25
2.1	Ablação por Radiofrequência	25
2.1.1	Equipamentos de Ablação por Radiofrequência	26
2.1.2	Eletrodo	29
2.2	Tamanho e Geometria da Ablação	30
2.3	SOFIA	31
2.3.1	Controle e Monitoramento dos Dados	33
2.3.2	Placa de Controle	34
2.3.3	Placa do gerador	34
2.3.3.1	Conversor <i>push-pull</i>	36
2.3.3.2	Oscilador digital	37
2.3.3.3	Filtros	39
2.3.4	Circuito de medidas	40
2.3.4.1	Circuito de medida de tensão	40
2.3.4.2	Circuito de medida de Corrente	40
3	METODOLOGIA	43
3.1	Caracterização do SOFIA por ensaios em bancada	43
3.1.1	Curva de eficiência	44
3.1.2	Monotonicidade do ajuste de controle da saída	45
3.1.3	Exatidão do ajuste de controle da saída	46
3.1.4	Tensão máxima de saída	47
3.1.5	Erro de medida	48
3.2	Expansão da potência do equipamento para 100 W	48
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	51
4.1	Análise técnica	51
4.1.1	Ensaio em bancada	51
4.1.1.1	Curva de eficiência	51
4.1.1.2	Monotonicidade do ajuste de controle da saída	53
4.1.1.3	Exatidão do ajuste de controle da saída	54

4.1.1.4	Tensão máxima de saída	55
4.1.1.5	Erro de medida	55
4.2	Proposição de melhorias para o equipamento	56
4.2.1	Expansão da potência do equipamento para 100 W	56
4.2.1.1	Fonte de Alimentação	56
4.2.1.2	Placa de Controle	56
4.2.1.3	Placa do Gerador	57
4.2.1.3.1	Filtros Analógicos	57
4.2.1.4	Conversor <i>Push-Pull</i>	58
4.2.1.5	Circuito de Medidas	59
5	CONCLUSÃO	61
	REFERÊNCIAS	63
6	GLOSSÁRIO	65

1 Introdução

1.1 Contextualização

O carcinoma hepatocelular (CHC) é o câncer primário do fígado, sendo o tumor sólido mais comum no mundo, atingindo um milhão de pessoas por ano (GOMES *et al.*, 2013, JR *et al.*, 2007). Esse tipo de carcinoma é a neoplasia maligna primária mais comum no fígado, correspondendo a 6^a causa de câncer e a 3^a causa de morte no mundo (KIKUCHI, 2015).

O CHC pode ser causado por agentes externos ou pelo excesso de multiplicação das células que pode ocorrer quando há regeneração crônica do tecido devido a hepatites crônicas por exemplo, uma das principais características é sua agressividade, quando detectado na fase sintomática o paciente sem tratamento tem expectativa de vida média inferior a um mês (GOMES *et al.*, 2013).

A ressecção cirúrgica, que é a retirada da parte do órgão afetada através de um procedimento cirúrgico, é considerado o método mais efetivo para tratamento do CHC. Nem todos os pacientes são candidatos a ressecção devido a presença de mais de quatro metástases hepáticas, lesões em diversos pontos ou proximidade do tumor com ramos vasculares importantes, nesses casos a Ablação por Radiofrequência (ARF) se apresenta como tratamento alternativo (JR *et al.*, 2007).

No tratamento com ARF o paciente faz parte de um circuito elétrico, onde a região tumoral atua como carga do sistema, que fica entre o eletrodo ativo e neutro, sendo assim um campo elétrico alternado passa pelo tecido do paciente, essa energia eletromagnética é gerada pelo equipamento gerador de radiofrequência (RF) (ALMEIDA, 2012).

O dano causado pela ARF é dependente da temperatura atingida pelo tecido durante o procedimento e da duração do mesmo (ALMEIDA, 2012, JIANG *et al.*, 2002).

O tratamento de CHC por ARF é considerado seguro, efetivo e rápido, esse tipo de procedimento deve ser aplicado em casos específicos em que a ressecção cirúrgica não é indicada, para que a ARF consiga paridade com a ressecção cirúrgica é essencial considerar o tamanho das lesões e garantir a completa ablação (JR *et al.*, 2007).

Neste contexto da limitação da ressecção, alguns equipamentos de ARF tem sido desenvolvidos. Dos quatro principais fabricantes de equipamentos de ARF que fornecem soluções comerciais globalmente, todos são estrangeiros, sendo que três dessas marcas são americanas e uma delas é alemã (ALMEIDA, 2012).

O SOFIA (*Software of Intensive Ablation*) é um equipamento de ARF que foi

desenvolvido pela Universidade de Brasília (UnB) e financiado pelo Ministério da Saúde (MS),

O SOFIA foi desenvolvido com o intuito de reduzir os custos do procedimento de ablação de hepatocarcinomas por radiofrequência, tornando assim o procedimento de ARF mais acessível a população, levando em conta que esse tipo de dispositivo possui custo elevado no mercado externo.

O objetivo deste trabalho é realizar uma avaliação do equipamento de ARF, SOFIA, analisando a curva de eficiência do equipamento como um todo, assim como foi avaliado o erro de medida de potência realizado pelo SOFIA.

Os testes anteriormente citados servem para avaliar o consumo de energia do equipamento e para verificar se o equipamento é seguro para realizar ablação. Também foi realizada uma avaliação das mudanças de *hardware* necessárias para que o SOFIA tenha sua potência de saída aumentada de 50W (RMS) para 100W (RMS).

Além disso foram realizados ensaios de monotonicidade e exatidão do ajuste de controle da saída e tensão máxima de saída, buscando avaliar se o equipamento está de acordo com os requisitos da norma ABNT NBR IEC 60601-2-2 (2013) no que diz respeito aos itens anteriormente citados.

A caracterização realizada com o SOFIA permite saber qual o consumo e eficiência energética do equipamento e em qual região de impedâncias o equipamento é mais eficiente, qual é o erro associado à medida da potência entregue ao tecido do paciente e em qual região esse erro é maior. Assim como permite saber quais são as mudanças necessária para aumentar a potência de saída do equipamento.

O autor deste trabalho é também coautor de um artigo intitulado *Development of Radiofrequency Ablation Device for Surgical Hepatocellular Carcinoma Treatment in Agreement with Brazilian Standards*, submetido a revista *Research on Biomedical Engineering*, onde também constam os resultados dos ensaios de monotonicidade e exatidão do ajuste de controle da saída que estão presentes neste documento.

1.2 Objetivos Gerais

O presente trabalho tem por objetivo realizar a avaliação técnica do gerador de RF SOFIA quanto a sua eficiência e desempenho, buscando propor melhorias ao equipamento, dentre essas melhorias avaliar a viabilidade da expansão da potência do equipamento para 100 W (RMS), levando em consideração as alterações de *hardware* necessárias.

1.3 Objetivos específicos

- Obter curva de eficiência do equipamento por meio de ensaios experimentais;
- Verificar a monotonicidade do ajuste de controle da saída do SOFIA por meio de ensaios experimentais;
- Verificar a exatidão do ajuste de controle de potência de saída do SOFIA para uma carga declarada fixa por meio de ensaios experimentais;
- Obter a curva de tensão máxima de saída para uma faixa de impedâncias por meio de ensaios experimentais;
- Avaliar o erro de medida de potência do SOFIA, através de ensaios experimentais onde é aferido o valor da potência entregue à carga através de instrumentos;
- Propor melhorias para o equipamento baseado nos ensaios experimentais acima descritos e na viabilidade de expansão da potência do equipamento para 100 W (RMS).

2 Fundamentação Teórica

2.1 Ablação por Radiofrequência

A ARF tem sido utilizada com êxito no tratamento de tumores sólidos. Este tipo de tratamento é mais utilizado em pacientes que não são candidatos à técnica cirúrgica (LEE *et al.*, 2004). A ARF começou a ser introduzida na metade da década de 80, como um método de cirurgia minimamente invasivo (ALMEIDA, 2012).

A ARF é utilizada no tratamento de tumores primários, como o CHC, durante a realização desse procedimento, um equipamento gerador de ondas de radiofrequência transmite energia através de corrente alternada para um eletrodo que é colocado percutaneamente dentro do tumor (SILVA, 2015). O eletrodo pode ser guiado por meio de tomografia computadorizada, ressonância magnética ou ultrassom.

A energia de radiofrequência necessita de um circuito elétrico fechado para que os elétrons circulem, dessa forma, quando são utilizados eletrodos do tipo monopolar é necessário a utilização de placas de terra (*grounding pads*), sendo que, é necessário que a superfície de contato das placas de terra com o corpo possua uma área grande (superior à 200 cm^2) para evitar queimaduras na pele durante o procedimento (RATHKE *et al.*, 2014).

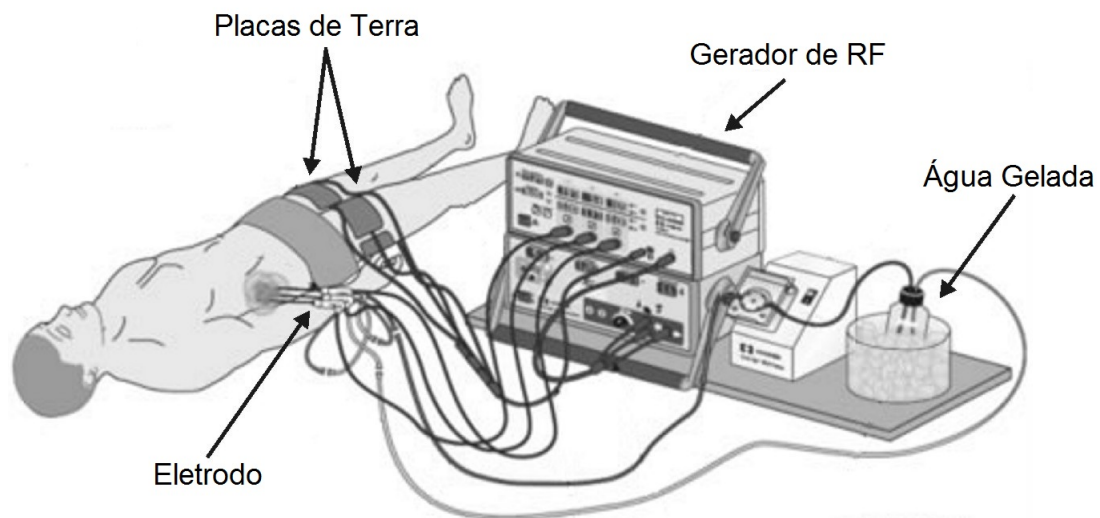


Figura 1 – Representação do procedimento de ARF, onde o eletrodo está inserido percutaneamente no corpo do paciente, de forma a atingir o tecido alvo da ablação, o circuito elétrico é fechado entre o eletrodo e a placa de terra. Neste caso do exemplo em específico é utilizado um sistema de refrigeração com água gelada para resfriar o eletrodo, nem todos os sistemas de ARF contam com esse sistema. Fonte: Adaptado de (ALMEIDA, 2012).

Como é possível visualizar na Figura 1, o gerador de RF (Radiofrequência) gera uma onda eletromagnética que é transmitida para o corpo do paciente por meio do eletrodo, que está inserido percutaneamente no corpo do paciente. O circuito é fechado entre o eletrodo e as placas de terra, dessa forma o corpo do paciente funciona como a carga do sistema.

No caso da representação da Figura 1 é utilizado um eletrodo do tipo monopolar, por isso a necessidade de utilização das placas de terra, o eletrodo também utiliza um sistema de refrigeração para obter um maior controle da temperatura durante a ablação, por isso é utilizado um sistema com água gelada, nem todos os equipamentos de ARF contam com esse sistema.

A seguir será realizada uma breve revisão sobre os principais equipamentos de ARF existentes no mercado, tipos de eletrodo e uma revisão teórica sobre os principais circuitos que compõe o SOFIA para um melhor entendimento de seu funcionamento.

2.1.1 Equipamentos de Ablação por Radiofrequência

Segundo (ALMEIDA, 2012), existem quatro principais fabricantes de equipamentos de ablação por radiofrequência que fornecem suas soluções globalmente, são eles:

- *Covidien* (Mansfield, Massachusetts, USA): O sistema de ARF *Cool-tipTM* da *Covidien* possui além do gerador de RF uma bomba que é utilizada com eletrodos refrigerados, utilizando água gelada para resfriar o eletrodo (COVIDIEN, 2017).

O gerador de RF possui potência de saída máxima de 200 W, com frequência de 480 KHz, em seu *display* ele demonstra a impedância, corrente elétrica, potência elétrica, tempo e temperatura, caso o valor da impedância ultrapasse 999 Ω o gerador de RF desliga e emite uma mensagem de erro (COVIDIEN, 2017).

A refrigeração da água permite maior controle da temperatura durante a ablação, fazendo com que a área da ablação seja maior, além disso, o equipamento permite a utilização de até três eletrodos simultaneamente (COVIDIEN, 2017).

- *AngioDynamics* (Latham, New York, USA): O sistema de ARF 1500X da *AngioDynamics* possui além do gerador de RF uma bomba de infusão que pode ser utilizada juntamente com o gerador de RF para a coagulação e ablação de tecido mole. O gerador de RF possui potência de saída máxima de 250 W, com frequência de 460 KHz (ANGIODYNAMICS, 2017).
- *Boston Scientific Corporation* (Natick, Massachusetts, USA): O sistema de ARF RF3000 da *Boston Scientific Corporation* possui potência de saída máxima de 200 W, com frequência de 460 KHz (BOSTONSCIENTIFIC, 2017).

- *Olympus Medical System* (Hamburg, Germany): O sistema de ARF *CelonPOWER System* da *Olympus Medical System* é o único que propõe a utilização de eletrodos bipolares, o sistema possui o gerador de RF e uma bomba peristáltica (OLYMPUS, 2017).

O gerador de RF possui potência de saída máxima de 250 W, com frequência de 470 KHz, permitindo a utilização de até três eletrodos bipolares simultaneamente (OLYMPUS, 2017).

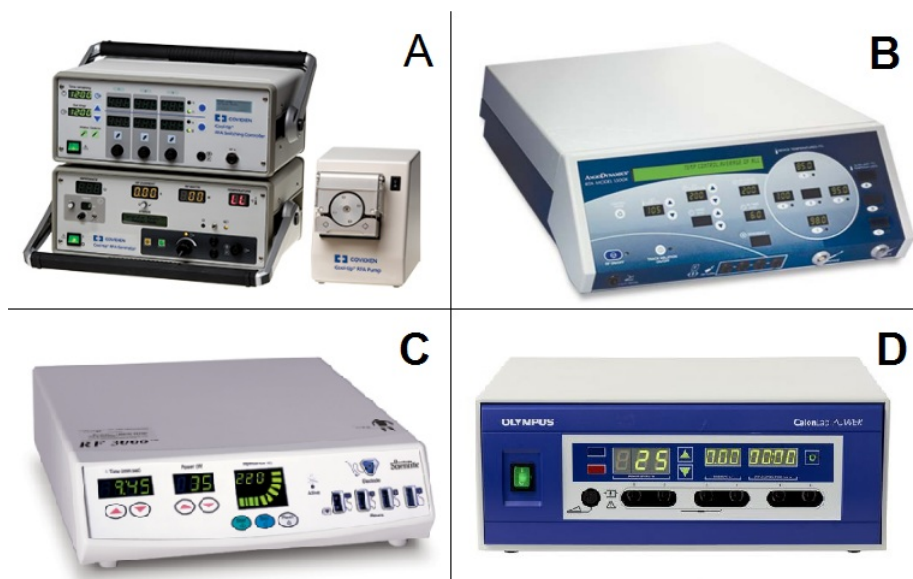


Figura 2 – Quatro principais fabricantes de geradores de RF: (A) *Cool-tipTM* da *Covidien*. Fonte: Adaptado de (COVIDIEN, 2017). (B) 1500X da *AngioDynamics*. Fonte: Adaptado de (ANGIODYNAMICS, 2017). (C) RF3000 da *Boston Scientific Corporation*. Fonte: Adaptado de (BOSTONSCIENTIFIC, 2017). E (D) *CelonPOWER System* da *Olympus Medical System*. Fonte: Adaptado de (OLYMPUS, 2017).

O SOFIA que é um equipamento de ablação hepática por radiofrequência desenvolvido pela Universidade de Brasília (UnB), para tratamento de pacientes com câncer no fígado possui características muito similares aos demais equipamentos citados anteriormente, essa similaridade pode ser observada na Tabela 1.

	Covidien	Angio Dynamics	Boston Scientific	Olympus Medical System	SOFIA
Modelo comercial	Cool-tip RF Ablation System	1500X	RF 3000	Celon POWER System	SOFIA
Frequência de Operação (KHz)	480	460	460	470	500
Monitoramento de Potência	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
Monitoramento de Impedância	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
Faixa de Impedância (Ω)	–	25-200	15-400	–	50-300
Monitoramento de temperatura	Sim	Sim	Não	Sim	Sim
Controle de Potência	Automático	Manual ou Automático	Manual	Automático	Automático

Tabela 1 – Comparação técnica entre os principais equipamentos de ablação por radio-frequência comercializados mundialmente e o SOFIA.

Para validar o gerador de RF SOFIA foram realizados testes em *ex vivo* e *in vivo*. Para os testes *in vivo* foram utilizados suínos saudáveis, os animais eram fêmeas, possuíam 5 meses de idade, pesavam entre 15 e 20kg e estavam em jejum por 12 horas (MARQUES, 2017).

Foi realizada a ablação no fígado desses suínos, sendo que a ablação foi realizada com o tórax aberto e o fígado exposto, foram realizadas 7 ablações em 4 suínos utilizando eletrodo guarda-chuva *LeVeenTM* da *Boston Scientific* (MARQUES, 2017).

Durante um dos experimentos *in vivo* a potência entregue ao fígado foi incrementada em passos de 30 segundos até atingir a potência máxima, que nesse caso foi de 57 W, o *roll-off* ocorreu 10 minutos após o início do procedimento (MARQUES, 2017).

Após realizar a análise do tecido submetido a ablação foi constatada uma região de queima com 4 cm \pm 5mm de largura em x e 2,5 cm \pm 5mm em y, é possível visualizar o dano causado ao tecido na Figura 3 (MARQUES, 2017).

Nos experimentos em *ex vivo* a potência de 40 W foi suficiente para gerar os resultados desejados, com um tempo de ablação de 15 a 30 minutos é possível realizar a queima de tumores de até 3 cm (MARQUES, 2017).

Mesmo com o SOFIA possuindo uma potência máxima inferior aos demais equipamentos de ARF citados, os testes em *ex vivo* e *in vivo* demonstraram que o SOFIA

possui potência suficiente para realizar ablações com resultados comparáveis aos demais geradores de RF.

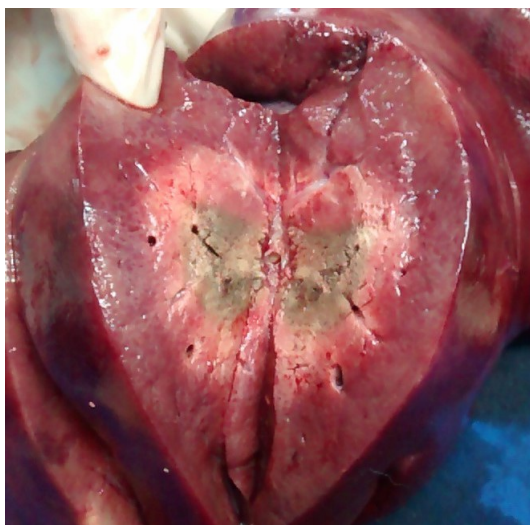


Figura 3 – Teste *in vivo* realizado em suíno, especificamente no fígado, animal com 5 meses de idade, pesando entre 15 e 20 KG. É possível visualizar uma zona mais escura ao centro, onde supõe-se que houve a necrose do tecido e uma região onde ocorreu a descoloração do tecido devido a redução da irrigação sanguínea. Fonte: (MARQUES, 2017).

2.1.2 Eletrodo

O eletrodo é o dispositivo responsável por levar a corrente elétrica até o tecido alvo da ablação, ele que é colocado dentro do corpo do paciente em contato direto com o tecido afetado para se realizar a queima, é constituído de partes condutoras e não condutoras de eletricidade, sendo que a única parte condutora está localizada em sua ponta, o tamanho e geometria desta parte afeta diretamente no tamanho da lesão causada pela ARF (ALMEIDA, 2012, MARQUES, 2017).

Desde a década de 90, tem havido um avanço significativo no desenvolvimento dos eletrodos para ablação por RF, buscando soluções para aplicação em tecidos moles, como fígado e rim por exemplo (ALMEIDA, 2012).

Vários desenhos foram sugeridos na literatura, desde eletrodos tipo agulha simples até eletrodos complexos com variadas combinações, buscando desenvolver eletrodos que possibilitassem um volume regular de ablação, garantindo a destruição total do tecido tumoral sem comprometer tecidos saudáveis (ALMEIDA, 2012).

O eletrodo para ablação por RF geralmente é feito de metais como aço inox, platina ou liga de NiTi, parte do eletrodo é isolado para evitar queimas no trajeto do cateter ao foco do tumor (MARQUES, 2017).

O formato dos eletrodos pode variar, os mais conhecidos são o de formato guarda

chuva *LeVeen*, o árvore de natal *StarBurst* e o eletrodo agulha, podendo ser secos ou molhados, alguns eletrodos liberam substâncias durante a ablação para auxiliar a queima, outros possuem resfriamento interno para controlar melhor a temperatura da ablação, é o caso do eletrodo *Coll-Tip* (MARQUES, 2017).

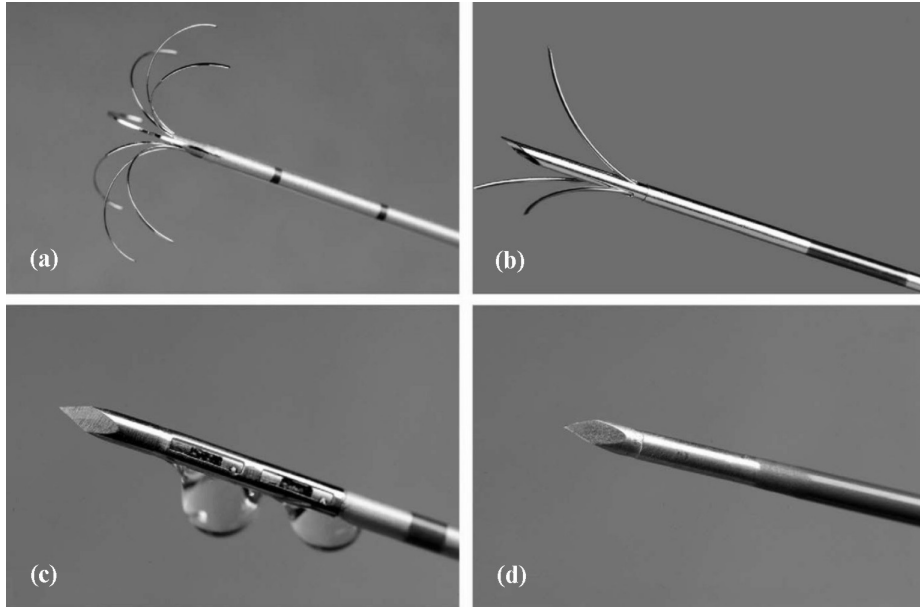


Figura 4 – Apresentação de alguns tipos de eletrodos existentes no mercado (a) Eletrodo monopolar expansível composto por 8 hastes, seco (b) Eletrodo monopolar expansível composto por 3 hastes, seco (c) Eletrodo monopolar tipo agulha molhado e (d) Eletrodo monopolar tipo agulha seco com resfriamento interno. Fonte: (ALMEIDA, 2012).

2.2 Tamanho e Geometria da Ablação

O tamanho e geometria da lesão causada pela ablação pode ser induzida durante o procedimento, o objetivo da ARF é destruir o tumor por completo, incluindo uma margem de 1 a 2 cm para evitar a recorrência do tumor, mas ao mesmo tempo sem atingir significativamente tecidos saudáveis (ALMEIDA, 2012).

A geometria da lesão está ligada diretamente a geometria do eletrodo, outros fatores como consistência tumoral e temperatura na área de ablação também podem influenciar (MARQUES, 2017).

Dados sobre o desempenho real dos eletrodos são escassos, na maioria dos estudos apenas o volume da ablação é relatado, não havendo um esclarecimento da forma da lesão, muitas descrições de lesões de ARF estão limitadas à média do diâmetro transversal, dados sobre desvio padrão, elipticidade, comprimento e espaço relacionado com a ponta do eletrodo são raros, na maioria dos estudos e informações disponibilizadas pelos fabricantes de eletrodo apenas o diâmetro máximo da lesão é informado, sendo que o diâmetro

mínimo da lesão é uma informação extremamente relevante a fim de assegurar que todo o tumor seja destruído (ALMEIDA, 2012, MULIER *et al.*, 2003).

Mulier *et al.* classifica as distorções durante a aplicação da ARF em dois tipos, o primeiro é referente a uma lesão menor do que o esperado, acontece quando a ablação é realizada perto de vasos sanguíneos, onde o fluido corporal acaba funcionando como um dissipador de calor afetando o resultado final, o segundo tipo esta relacionado a utilização de eletrodos úmidos, a solução salina pode se espalhar por uma área maior do que o previsto, resultando em necroses com volumes não regulares e lesões indesejadas (MULIER *et al.*, 2003) .

2.3 SOFIA

O SOFIA (Figura 5) consiste em um equipamento de ablação hepática por radio-frequência desenvolvido pela Universidade de Brasília (UnB), para tratamento de pacientes com câncer no fígado, realizando a queima das células cancerosas através de energia de radiofrequência.

O SOFIA opera em uma frequência de 500 KHz com potência máxima de 50 W (RMS). O equipamento permite toda a programação da operação através de um *display touch screen*, onde é possível selecionar a potência e o modo de operação do aparelho.

Como descrito anteriormente, o gerador de RF SOFIA já foi submetido a testes em *ex vivo* e *in vivo*, apresentando desempenho satisfatório mesmo com potência máxima inferior aos demais geradores de RF citados neste trabalho.



Figura 5 – SOFIA, equipamento de ablação hepática por radiofrequência desenvolvido dentro da Universidade de Brasília (UnB).

Como é possível observar no diagrama da Figura 6, o equipamento é alimentado com 110 ou 220 V AC, posteriormente passa por uma fonte de alimentação que transforma a corrente alternada em contínua e rebaixa a tensão para 5, 12 e 38 V DC, alimentando o resto dos circuitos do equipamento.

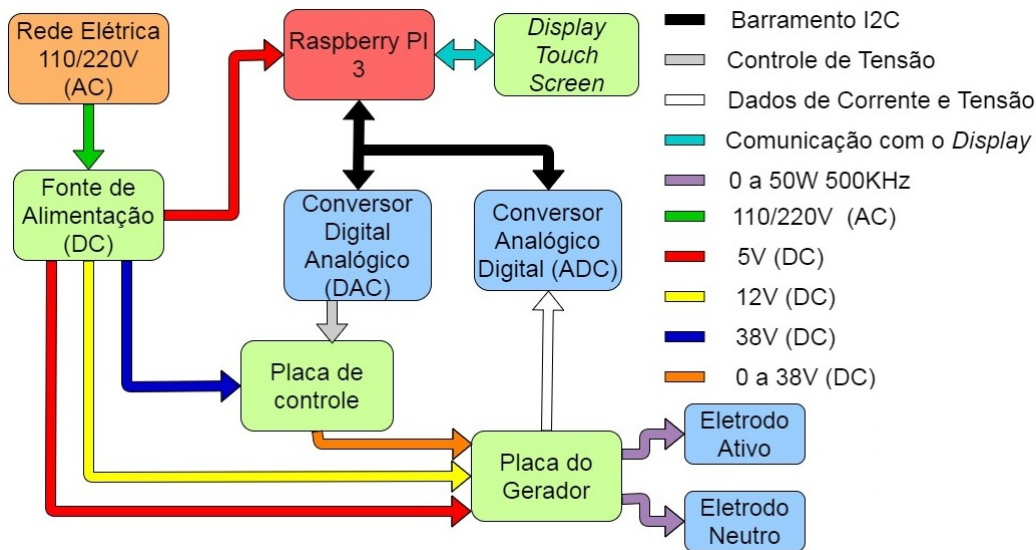


Figura 6 – Diagrama de blocos do equipamento de ARF SOFIA. A alimentação pode ser feita por uma rede 110 ou 220 V AC. A corrente alternada é transformada em contínua na fonte de alimentação DC, que alimenta os demais circuitos. A Raspberry PI 3 realiza o controle e monitoramento dos dados por meio dos conversores DAC e ADC, e é alimentada com 5 V DC proveniente da fonte de alimentação. A placa de controle funciona como uma fonte de tensão controlada pela Raspberry PI 3 e é alimentada por 38 V DC proveniente da fonte de alimentação. A placa de controle alimenta (0 a 38 V DC) e controla a placa do gerador que transforma a corrente contínua em alternada novamente com a frequência de 500 KHz que é entregue aos eletrodos.

A Raspberry PI 3 é a central de processamento do equipamento, responsável pelo controle da potência entregue a carga e monitoramento dos dados de potência e impedância da carga, a interface homem-máquina ocorre por meio de um *display touchscreen*, onde podem ser observados os dados e pode ser feita a configuração do equipamento.

A placa de controle funciona como uma fonte de tensão controlada, onde o controle é feito pela Raspberry PI 3, conectado no barramento I2C, um conversor digital analógico (DAC) de 8 bits é responsável por discretizar as informações enviadas pela Raspberry PI 3 em 256 valores possíveis de tensão, sendo assim o valor de tensão entregue a placa do gerador varia de 0 a 38 V DC a passos de aproximadamente 0,15 V.

A placa do gerador transforma a corrente contínua novamente em alternada, só que agora com a frequência de 500 KHz, as tensões de 5 e 12 V DC são utilizadas para alimentar circuitos lógicos enquanto a tensão que varia de 0 a 38 V DC advinda da placa de controle alimenta o circuito de potência do SOFIA, essa variação de tensão é responsável por controlar a potência entregue aos eletrodos e consequentemente entregue à carga.

Ainda na placa de controle existe um circuito responsável por realizar as medidas de tensão e corrente entregues à carga, esses dados passam por um conversor digital ana-

lógico (ADC) e posteriormente são enviados para Raspberry PI 3. Dessa forma é possível saber a impedância do tecido e a potência que esta sendo entregue pelo equipamento.

A seguir alguns blocos serão tratados separadamente, explicando melhor o funcionamento de cada um, assim como o funcionamento do SOFIA de um modo geral.

2.3.1 Controle e Monitoramento dos Dados

O controle do equipamento é feito pela Raspberry PI 3 modelo B, que possui um processador *Quad Core* de 1.2 GHz da *Broadcom* modelo BCM2837 de 64 bit, 1 GB de memória RAM, 4 portas USB, 1 saída HDMI, *wireless* LAN e *Bluetooth*, conector para *display touchscreen* e 40 pinos, dentre esses pinos temos entradas e saídas digitais, interface I2C, interface SPI, interface UART e interface ID EEPROM, esses pinos podem ser programados de acordo com a necessidade de projeto ([RASPBERYPYPI, 2017](#)).

O sistema operacional (SO) utilizado na Raspberry PI 3 presente no SOFIA é o Raspbian, que é um SO baseado no Debian feito para placas da Raspberry, todo o *software* de controle do SOFIA foi feito na linguagem de programação *Python*.

As informações de potência, impedância, temperatura e tempo de operação são exibidas no *display touchscreen*. o *display* é de 7 polegadas, com resolução de 800 x 480 pixels, dimensões 19,4 x 11 x 2 cm e area visvel da tela de 15,5 x 8,6 cm. O mesmo se encontra conectado a Raspberry PI 3 (Figura 7).

Além disso, também é possível selecionar o modo de operação manual ou automático, no modo automático o protocolo de operação é predefinido, já no modo manual o usuário pode escolher os valores de potência inicial e final, o tempo de incremento de potência, tempo limite para o procedimento e a temperatura de interrupção do procedimento.

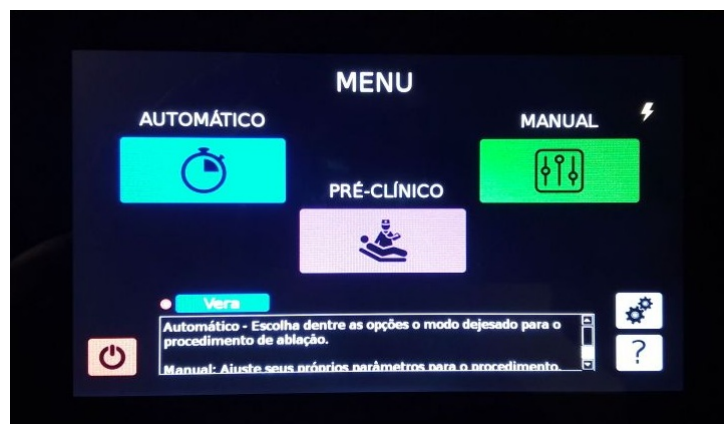


Figura 7 – *Display touchscreen* do SOFIA, onde é possível selecionar o modo de operação e visualizar as informações de potência, impedância, temperatura e tempo de operação.

2.3.2 Placa de Controle

A placa de controle é responsável por receber os comandos da Raspberry PI através de um conversor digital analógico (DAC) de 8 bits, a partir desses comandos o circuito controla a potência entregue a placa do gerador e consequentemente controla a potência entregue ao eletrodo, pode se dizer que a placa de controle funciona como uma fonte de tensão controlada. A alimentação da placa de controle é proveniente da fonte de alimentação DC, que por sua vez é conectada a rede elétrica.

O conversor DAC discretiza as informações enviadas pela Raspberry PI 3 em 256 valores possíveis, entre 0 e 5 V DC, essa tensão é amplificada por um amplificador operacional, a tensão já amplificada passa por um regulador de tensão ajustável, que por sua vez polariza a base dos transistores de potência.

Devido a sua linearidade foram utilizados transistores de junção bipolar. Na saída dos transistores existe um relé que é utilizado para abrir o circuito, desligando totalmente a parte de potência da placa do gerador quando o equipamento estiver desligado ou quando ocorrer alguma falha. Para um melhor entendimento observe a Figura 8.

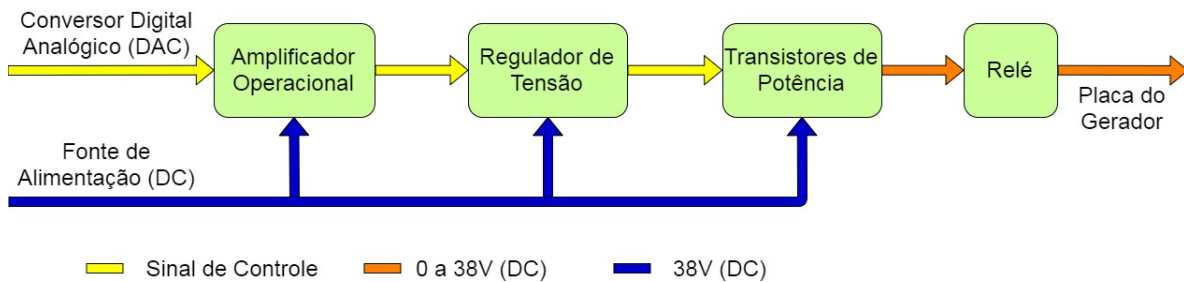


Figura 8 – Diagrama de blocos da placa de controle. A placa recebe comandos analógicos advindos de um conversor DAC, que passa por um amplificador operacional, posteriormente por um regulador de tensão ajustável que polariza a base dos transistores de potência.

2.3.3 Placa do gerador

Como é possível observar no diagrama da Figura 9, um oscilador digital composto por um CI (circuito integrado) CMOS gera uma onda quadrada com frequência de 500 KHz e amplitude de 5 V, que entra em um circuito digital de *non overlapping clock*.

O circuito de *non overlapping clock* é responsável por gerar duas ondas quadradas defasadas de 180° (Figura 10) a partir de uma onda quadrada, além disso esse circuito garante que não haverá sobreposição dessas duas ondas quadradas, isto é, evitando que as duas ondas estejam em nível alto ao mesmo tempo. Isso evita que os dois transistores fiquem em saturação ao mesmo tempo, caso isso acontecesse ocorreria um curto circuito.

Após serem geradas as duas ondas defasadas elas passam por um drive de tensão, que amplifica a tensão de pico das ondas sem mudar seu formato ou frequência, dessa forma a onda passa a ter 12 V de pico e pode polarizar a porta *gate* dos transistores de potência.

A alimentação que vem da placa de controle passa por um filtro analógico passa-baixas com frequência de corte em 268 KHz, esse filtro possui o objetivo de evitar o retorno de harmônicas para a placa de controle, advindas da placa do gerador.

Após o filtro tem o Conversor *push-pull*, que transforma a corrente contínua em alternada novamente, na frequência do oscilador digital, 500 KHz, a amplitude de saída da onda está relacionada com o valor da tensão DC que alimenta o conversor, que é controlado pela placa de controle.

Na saída do Conversor *push-pull* existe outro filtro analógico passa-baixas com frequência de corte em 312KHz, esse filtro tem o objetivo de transformar a onda quadrada que sai do conversor em senoidal.

O circuito de medidas é responsável por medir a tensão e corrente entregues aos eletrodos, após passar por um ADC esses dados são enviados para Raspberry PI 3.

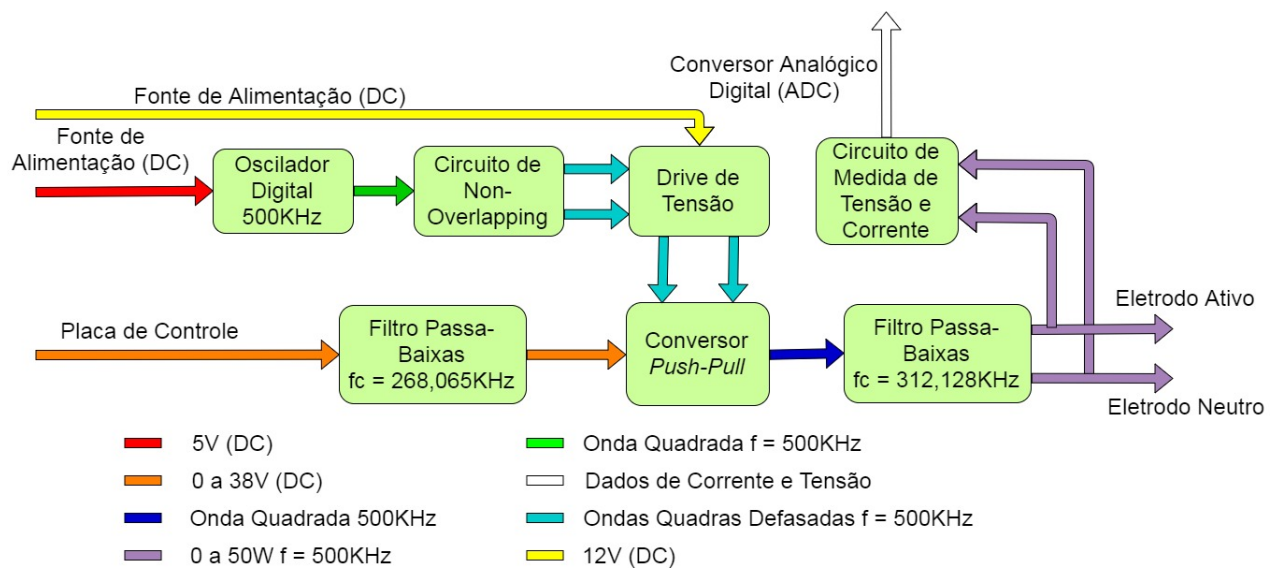


Figura 9 – Diagrama de blocos da placa do gerador. Responsável por transformar a corrente contínua em alternada na frequência de 500 KHz, por realizar medidas de tensão e corrente entregues à carga e por realizar o casamento de impedâncias com a carga.

A seguir alguns blocos serão tratados separadamente, explicando melhor o funcionamento de cada um, assim como o funcionamento da placa do gerador de um modo geral.

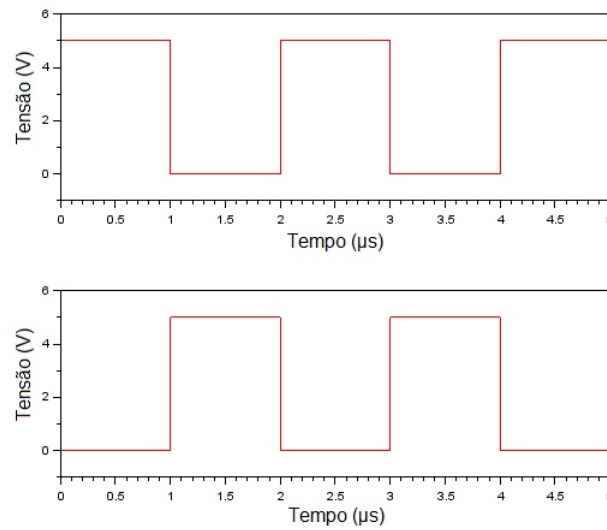


Figura 10 – Duas ondas quadradas defasadas de 180° e com mesma frequência, quando uma onda está em nível alto outra está em nível baixo e vice-versa

2.3.3.1 Conversor *push-pull*

O Conversor *push-pull* pode ser considerado o centro do equipamento, ele recebe o *clock* advindo do oscilador digital após passar pelo circuito de *non overlapping clock* e por um CI responsável por amplificar a tensão de saída da onda para poder polarizar os transistores do Conversor *push-pull*.

O conversor *push-pull* é responsável por converter a tensão DC advinda da placa de controle em AC, sendo que na saída do conversor temos uma onda quadrada com a mesma frequência da onda gerada pelo oscilador digital, que é de 500 KHz, a amplitude da onda varia de acordo com a amplitude da alimentação DC advinda da placa de controle, que por sua vez é controlada pela Raspberry PI 3.

Como é possível observar na Figura 11, o *push-pull* é constituído de dois transistores de potência, Q1 e Q2, e um transformador com *center tape*, duas ondas quadradas com a mesma frequência defasadas 180° uma da outra são utilizadas para polarizar a porta *gate* dos transistores que estão operando como chaves (veja Figura 10), dessa forma quando Q1 está em saturação Q2 está em corte e vice-versa, sendo assim quando Q1 está em saturação a corrente passa pelo enrolamento primário do transformador em um sentido e quando Q2 está em saturação a corrente passa em outro sentido, convertendo assim tensão DC em AC.

Com a topologia utilizada no Conversor *push-pull* cada transistor conduz durante meio ciclo de onda, a eficiência nesse caso chega a 78,5 % (RAZAVI, 2010). Essa topologia apresenta uma distorção do sinal de saída em relação ao sinal de entrada devido a zona morta dos transistores.

Como os dois transistores não podem ser acionados simultaneamente, quando um

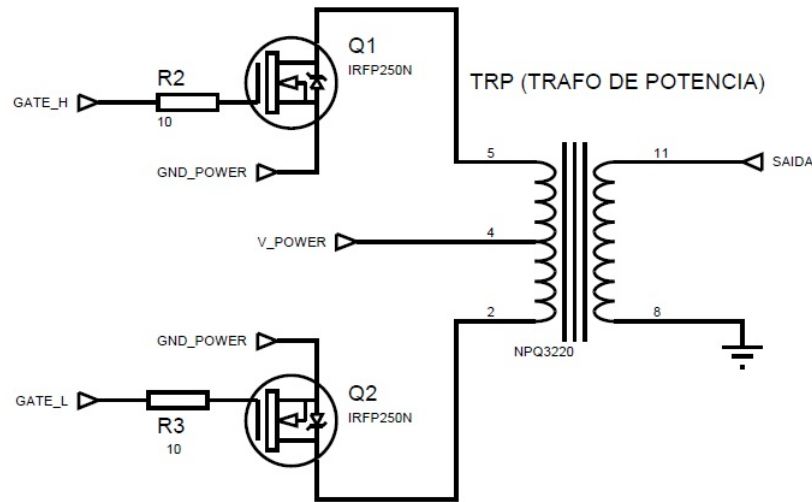


Figura 11 – Conversor *push-pull*, duas ondas quadradas com a mesma frequência no caso 500 KHz defasadas 180° uma da outra são utilizadas para polarizar a porta *gate* dos transistores (veja Figura 10), dessa forma quando Q1 está em saturação Q2 está em corte e vice-versa, sendo assim quando Q1 está em saturação a corrente passa pelo enrolamento primário do transformador em um sentido e quando Q2 está em saturação a corrente passa em outro sentido, convertendo tensão DC em AC.

é acionado o outro desliga, devido a tensão de polarização necessária para o transistor ligar, que é de aproximadamente 0,2 V, toda vez que um transistor é desligado e o outro é ligado os transistores passam pela zona morta, essa distorção é chamada de distorção de cruzamento (RAZAVI, 2010).

O transformador presente no Conversor *push-pull* atua como elevador de tensão, como o transformador possui relação de espiras de 1:10 ele amplifica a tensão 10 vezes, devido ao método de funcionamento do conversor, cada bobina no primário trabalha com acionamento independente, produzindo efeito equivalente a uma espira. Como a placa de controle é capaz de fornecer uma tensão de até 38 V DC é possível ter uma tensão na saída do conversor de até 380 V de pico.

O transformador elevador com núcleo de ferrite do conversor *push-pull* também atua no casamento de impedâncias do gerador com a carga, quanto mais próxima a impedância estiver da impedância interna da fonte, maior a potência transferida para a carga, e por consequência, maior será eficiência do equipamento (BOYLESTAD, 2012).

2.3.3.2 Oscilador digital

Para gerar uma onda quadrada digital que é responsável por definir a frequência da onda de saída do SOFIA, foi utilizado o circuito integrado CMOS gerador de onda quadrada, este componente pode gerar ondas quadradas com frequência de até 1 Mhz,

para a aplicação em questão está sendo utilizada a frequência de 500 KHz e a amplitude de 5 V, sendo assim o componente foi configurado para gerar tal frequência.

Para o correto funcionamento do Conversor *push-pull* são necessárias duas ondas quadradas defasadas de 180° e com mesma frequência, sendo assim quando uma onda está em nível alto outra está em nível baixo e vice-versa, como demonstrado na Figura 10, essas duas ondas serão utilizadas para ativar os transistores do conversor.

Para gerar duas ondas quadradas com diferença de fase a partir de uma onda quadrada é utilizado o circuito de *non overlapping clock*, Figura 12, que a partir da onda quadrada gerada pelo circuito integrado CMOS anteriormente citado, gera duas ondas quadradas defasadas 180° com mesma frequência e amplitude da onda original como demonstrado na Figura 10 .

Devido a atrasos na borda de subida e descida a onda quadrada na verdade se torna uma onda com formato trapezoidal, o circuito de *non overlapping clock* também ajuda a amenizar esse efeito, impedindo que os dois transistores sejam acionados simultaneamente.

Para que os transistores Q1 e Q2 do Conversor *push-pull* (Figura 11) operem em modo de corte e saturação, funcionando como uma chave, é necessária uma tensão mínima de 10V entre o pino *gate* e o pino *source* do transistor para atingir a saturação, levando em consideração que na construção do oscilador digital são utilizadas portas lógicas que possuem tensão de nível lógico alto igual a 5 V, é necessário elevar essa tensão.

Para elevar a tensão das ondas advindas do circuito de *non overlapping clock* é utilizado um drive de tensão, aumentando a amplitude de pico das duas ondas quadradas para 12 V, dessa forma os transistores trabalham na região de saturação possibilitando a passagem nominal de corrente.

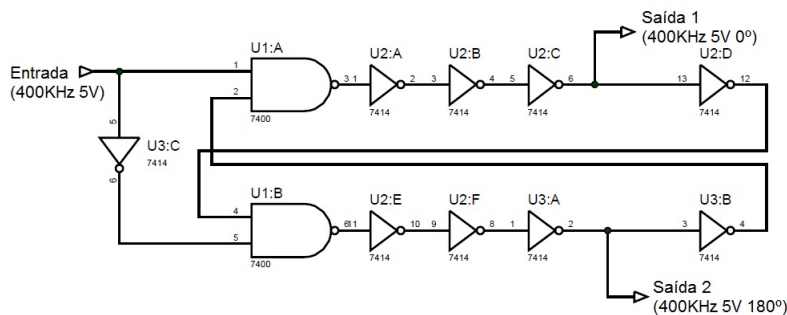


Figura 12 – Circuito de *non overlapping clock*, responsável por gerar duas ondas quadradas com diferença de fase a partir de uma onda quadrada, construído com portas lógicas.

2.3.3.3 Filtros

Foram projetados dois filtros, o primeiro é um filtro analógico passa baixas com topologia PI, com frequência de corte de 268,065 kHz, esse filtro esta entre o circuito de controle e o gerador, o objetivo deste filtro é evitar o retorno de harmônicas para a placa de controle, também foi colocado um diodo juntamente ao filtro para evitar corrente reversa.

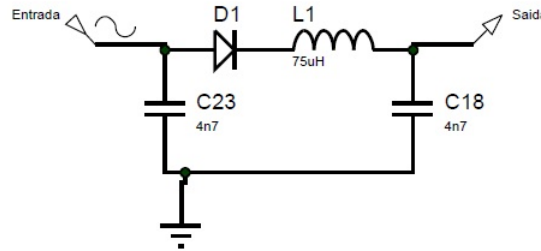


Figura 13 – Filtro analógico passa-baixas. Composto por dois capacitores de 4,7 η F (C23 e C18), um indutor de 75 μ H e um diodo modelo 1N5408. Possui frequência de corte em 268,065 kHz.

O segundo filtro, assim como o primeiro, possui topologia PI, trata-se de um filtro passa baixas com frequência de corte de 312,128 kHz, este filtro esta situado após o Conversor *push-pull*, e é responsável por transformar a onda quadrada proveniente da saída do conversor em senoidal.

Outra função desse filtro é atuar no casamento de impedância, segundo (DORF; A.SVOBODA, 2012) a maior transferência de potência ocorre quando a impedância do circuito gerador e da carga, que nesse caso é o fígado do paciente, são iguais.

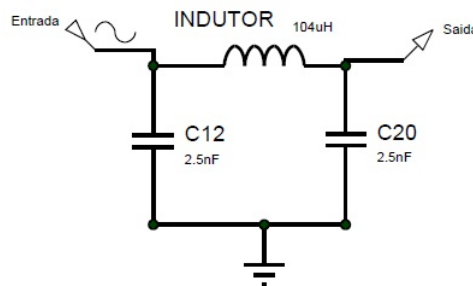


Figura 14 – Filtro analógico passa-baixas. Composto por dois capacitores de 2,5 η F (C12 e C20) e um indutor de 104 μ H. Possui frequência de corte em 312,128 kHz.

A frequência de corte de ambos os filtros pode ser calculada usando a Equação 2.1.

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot \sqrt{LC}} \quad (2.1)$$

2.3.4 Circuito de medidas

Os transformadores possuem diversas funcionalidades e aplicações, podendo ser utilizado para isolar duas partes de um mesmo circuito elétrico, para elevar ou diminuir a tensão de um circuito elétrico, ou até mesmo para realizar medições de corrente e tensão (BOYLESTAD, 2012).

No SOFIA os transformadores são utilizados para rebaixar e elevar tensão, para realizar casamento de impedâncias e para realizar a medida de tensão e corrente diretamente sobre a carga, sendo que os transformadores de medida utilizados possuem uma relação de espiras de 10 para 1, sendo assim a saída é igual a um décimo da entrada.

2.3.4.1 Circuito de medida de tensão

Para medição de tensão é utilizado um transformador abaixador em paralelo com a carga, como a amplitude máxima de saída do SOFIA é 132 V RMS e o transformador reduz essa tensão dez vezes, na saída do mesmo é possível obter tensões de até 13,2 V RMS.

Considerando que o ADC utilizado possui faixa de operação de 0 a 5V é necessário reduzir a amplitude desse sinal. O sinal é reduzido pela metade através de um divisor de tensão composto por dois resistores de 10 K Ω , posteriormente passa por um amplificador inversor composto por um amplificador operacional, um resistor de 10 K Ω e outro resistor de 47 K Ω que funciona também como um *buffer*, multiplicando o sinal por 4,7 e isolando os dois circuitos, e por fim é filtrado por um capacitor de 100 nF, sendo que o sinal anteriormente AC é transformado em DC, dentro da faixa de atuação do conversor ADC.

O conversor ADC utilizado possui 16 bits, ou seja, o sinal é discretizado em 65536 valores, como a amplitude máxima do sinal lido é de 132 V a precisão obtida na medição é de 0,002 V aproximadamente. este conversor se comunica ao microprocessador através do barramento I2C.

Foi necessário realizar a calibração do sistema de medição, onde foi encontrada uma equação que representa a tensão a partir da resposta do ADC.

2.3.4.2 Circuito de medida de Corrente

Para medição de corrente é utilizado um transformador abaixador em série com a carga, a corrente que passa pelo enrolamento primário induz uma tensão no enrolamento secundário do transformador, através dessa tensão é possível saber a corrente que está passando pelo enrolamento primário do transformador.

Assim como na medida de tensão é utilizado um conversor ADC de 16 bits que possui faixa de operação de 0 à 5 V, o sinal advindo do transformador é reduzido através de um divisor de tensão composto por dois resistores de 10 K Ω , posteriormente passa

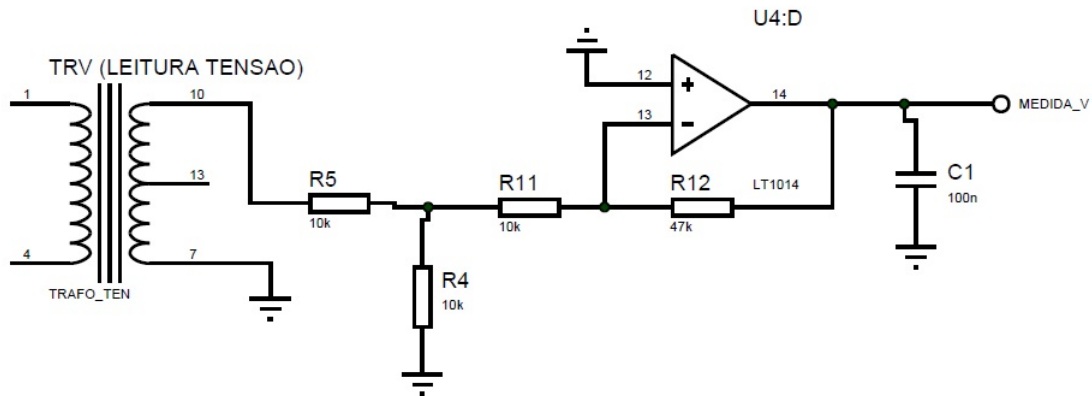


Figura 15 – Circuito utilizado para medir a tensão aplicada pelo equipamento diretamente na carga. É utilizado um transformador abaixador com relação de espiras 10:1, rebaixando a tensão 10 vezes, posteriormente tem um divisor de tensão composto por dois resistores de 10 K Ω (R5 e R4), que reduz a tensão pela metade e um amplificador inversor, composto por um amplificador operacional alimentado com 5V dc e um resistor de 10 K Ω (R11) e outro de 47 K Ω (R12) que multiplica a tensão por 4,7, por fim temos um capacitor de 100 nF (C1) responsável por tornar o sinal AC em DC

por um amplificador inversor composto por um amplificador operacional, um resistor de 10 K Ω e outro resistor de 47 K Ω que funciona também como um *buffer* isolando os dois circuitos, e por fim é filtrado por um capacitor de 100 nF, sendo que o sinal anteriormente AC é transformado em DC, dentro da faixa de atuação do conversor ADC.

O conversor ADC utilizado possui 16 bits, isto é, o sinal é discretizado em 65536 valores, como a amplitude máxima do sinal lido foi configurado para 1,5 A a precisão obtida na medição é de 0,00002 A aproximadamente. este conversor se comunica ao microprocessador através do barramento I2C.

Foi necessário realizar a calibração do sistema de medição, onde foi encontrada uma equação que representa a corrente a partir da resposta do ADC.

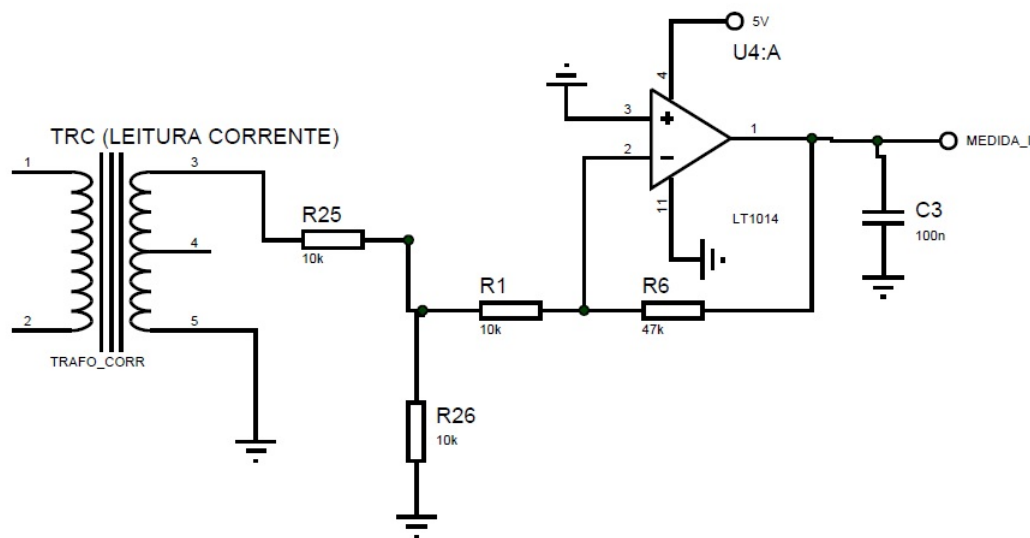
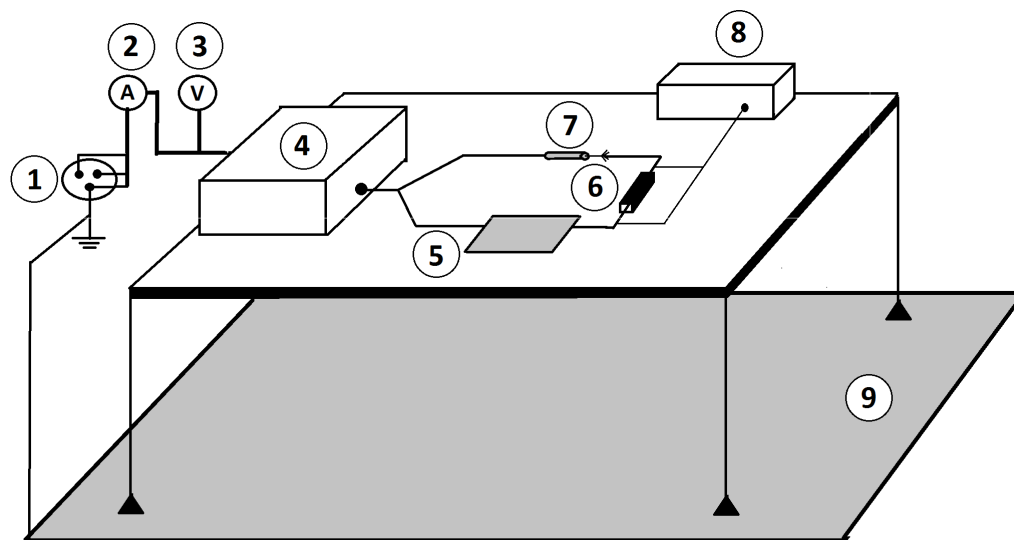


Figura 16 – Circuito utilizado para medir a corrente aplicada pelo equipamento diretamente na carga. É utilizado um transformador abaixador com relação de espiras 10:1, rebaixando a tensão 10 vezes, posteriormente tem um divisor de tensão composto por dois resistores de 10 K Ω (R25 e R26), que reduz a tensão pela metade e um amplificador inversor, composto por um amplificador operacional alimentado com 5V dc e um resistor de 10 K Ω (R1) e outro de 47 K Ω (R6) que multiplica a tensão por 4,7, por fim temos um capacitor de 100 nF (C3) responsável por tornar o sinal AC em DC

3 Metodologia

3.1 Caracterização do SOFIA por ensaios em bancada

Para aquisição dos dados experimentais foi montada uma bancada de testes atendendo as especificações da norma ABNT NBR IEC 60601-2-2 (2013), assim como foram utilizadas cargas não reativas, a organização da bancada para realização do procedimento experimental pode ser observada na Figura 17.



Legenda:

- 1 - Rede de alimentação elétrica
- 2 - Amperímetro
- 3 - Voltímetro
- 4 - Equipamento de ablação por RF (SOFIA)
- 5 - Eletrodo neutro
- 6 - Carga
- 7 - Eletrodo ativo
- 8 - Osciloscópio
- 9 - Plano condutor aterrado

Figura 17 – Organização da bancada para aquisição dos dados experimentais.

Todos os experimentos foram realizados em Brasília-DF, dessa forma a qualidade da energia entregue durante a realização dos experimentos é de responsabilidade da CEB (Companhia Energética de Brasília), sendo assim devem ser observados os níveis de qualidade energética garantidos pela CEB.

3.1.1 Curva de eficiência

Nesta etapa foi avaliada a eficiência do equipamento em função da carga, isto é, para potências constantes de 10 W, 25 W e 50 W (RMS) selecionadas no SOFIA, foi medida a potência consumida pelo equipamento e a potência entregue à carga, posteriormente foi calculada a porcentagem de potência consumida que foi efetivamente entregue à carga.

Para cada potência foram aferidos tensão e corrente RMS na alimentação do SOFIA, e a tensão RMS na carga para o intervalo de resistência da carga de 12,6 Ω até 416 Ω .

Esse intervalo de resistência foi escolhido devido a especificação de projeto do SOFIA que diz que o equipamento foi preparado para funcionar na faixa de impedâncias de 50 Ω até 300 Ω . Dessa forma foram utilizados alguns pontos com resistência menor e alguns com resistência maior a fim de verificar se o melhor casamento de impedâncias realmente está no intervalo definido em projeto.

O procedimento foi repetido para os valores de resistência da carga de 12,6 Ω , 16,6 Ω , 24,8 Ω , 48,9 Ω , 99,3 Ω , 148,8 Ω , 197,4 Ω , 247 Ω , 304 Ω , 362 Ω e 416 Ω . Veja o diagrama da Figura 18 para melhor entendimento.

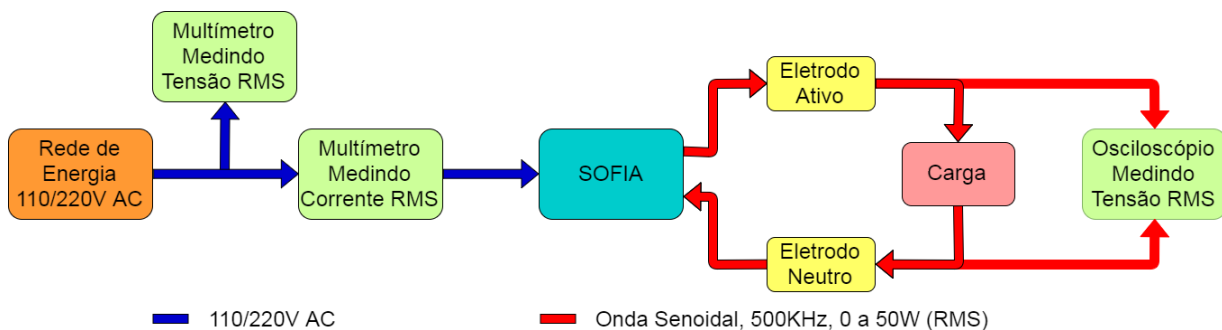


Figura 18 – Diagrama representativo do procedimento experimental. O SOFIA é alimentado com a energia da rede, há um multímetro em paralelo com a alimentação medindo tensão RMS e um multímetro em série medindo corrente RMS. São conectados a saída do SOFIA um eletrodo ativo e um eletrodo neutro, ambos conectados à carga que foi variada de 12,6 até 416 Ω . Em paralelo com a carga tem um osciloscópio medindo tensão RMS.

Para realização do ensaio foram utilizados dois eletrodos, uma placa de terra que consiste em uma placa de aço inoxidável de 162,66 mm por 121,28 mm que é o eletrodo neutro e um eletrodo guarda-chuva 5H que é o eletrodo ativo, a carga foi colocada entre os eletrodos simulando a resistência do tecido do fígado.

O eletrodo guarda-chuva 5H é um eletrodo tipo guarda-chuva de 5 hastes que foi desenvolvido dentro da universidade de Brasília (MARQUES, 2017).

Foram utilizadas 8 cargas de 50 Ω , realizando ligações em série para obter os valores de resistência acima citados, as cargas foram medidas através de um multímetro modelo LC-301 da marca ICEL em seu modo ohmímetro para obter maior precisão.

A tensão e corrente na entrada do SOFIA foram aferidas utilizando dois multímetros, um modelo ET-2110 da marca Minipa e outro modelo DT858L, onde o primeiro estava no modo amperímetro medindo a corrente consumida pelo SOFIA e o segundo no modo voltímetro medindo a tensão, ambos estavam medindo valores em RMS. Assim foi possível calcular posteriormente a potência RMS consumida pelo equipamento através da Equação 3.1.

$$P = V \cdot I \quad (3.1)$$

A tensão RMS na carga foi aferida utilizando um osciloscópio modelo TDS 1001B da marca Tektronix, como a carga é conhecida foi possível calcular a potência entregue a carga através da Equação 3.2.

$$P = \frac{V^2}{R} \quad (3.2)$$

Tendo conhecimento da potência consumida pelo SOFIA e da potência entregue à carga é possível saber a porcentagem da potência consumida pelo equipamento que está sendo transferida para a carga através da Equação 3.3, traçando um gráfico para eficiência do SOFIA no intervalo de 50 Ω até 300 Ω .

$$Eficiência = \frac{P_{entregue} \cdot 100}{P_{consumida}} \quad (3.3)$$

Eficiência: Eficiência do equipamento em porcentagem;

P_{entregue}: Potência entregue à carga;

P_{consumida}: Potência consumida pelo equipamento.

3.1.2 Monotonicidade do ajuste de controle da saída

Foi montada a bancada de testes de acordo com a Figura 17. Foi medida a potência de saída em função do ajuste de controle variando a carga de 13,5 Ω até 1903 Ω para as potências de saída de 25 W e 50 W (RMS).

Como demonstrado na Figura 19, foi utilizado um osciloscópio modelo TDS 1001B da marca Tektronix, conectado em paralelo com a carga possibilitando medir a tensão RMS diretamente na carga, a carga foi medida por um multímetro modelo LC-301 da marca ICEL em seu modo ohmímetro para obter maior precisão.

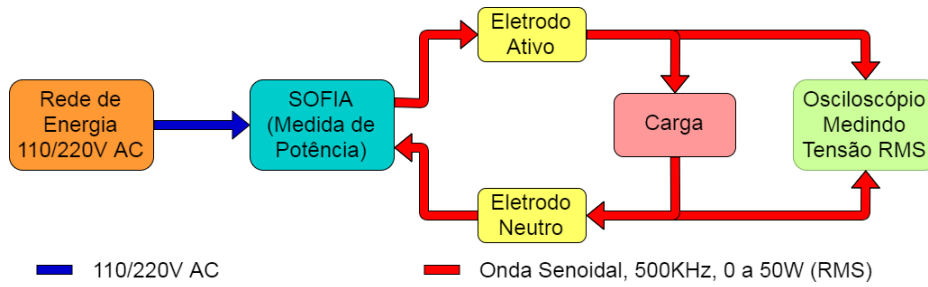


Figura 19 – Diagrama representativo do procedimento experimental. O SOFIA é alimentado com a energia da rede. São conectados a saída do SOFIA um eletrodo ativo e um eletrodo neutro, ambos conectados à carga que foi variada de $13,5 \Omega$ até 1903Ω e de 50Ω até 300Ω , dependendo do experimento. Em paralelo com a carga tem um osciloscópio medindo tensão RMS e de pico.

Para a realização do ensaio foram utilizados o eletrodo guarda-chuva *LeVeenTM* 4.0 da *Boston Scientific*, que é o eletrodo ativo, e o eletrodo neutro que consistia em uma placa de aço inoxidável de 162,66 mm por 121,28 mm, além do SOFIA, do osciloscópio e do multímetro.

A carga foi colocada entre os eletrodos simulando a resistência do tecido do fígado. O procedimento foi repetido para os valores de resistência de $13,5 \Omega$, $16,9 \Omega$, $24,9 \Omega$, $48,6 \Omega$, $98,7 \Omega$, $148,9 \Omega$, 197Ω , 253Ω , 304Ω , 362Ω , 416Ω , 471Ω , 528Ω , 582Ω , 640Ω , 696Ω , 753Ω , 807Ω , 861Ω , 917Ω , 971Ω , 1054Ω , 1138Ω , 1218Ω , 1297Ω , 1400Ω , 1496Ω , 1599Ω , 1704Ω , 1803Ω e 1903Ω . Veja o diagrama da Figura 19 para melhor entendimento.

O intervalo de resistência de $13,5 \Omega$ até 1903Ω foi escolhido devido a norma brasileira de equipamentos médicos ABNT NBR IEC 60601-2-2 (2013), que diz que para realização desse ensaio deve se utilizar no mínimo um intervalo de 100Ω até 2000Ω , assim como deve ser realizado o experimento para potência máxima do equipamento e para a metade da potência máxima (ABNT NBR IEC 60601-2-2, 2013).

Aferindo o valor da tensão entregue à carga através do osciloscópio e conhecendo o valor da resistência da carga foi possível calcular a potência entregue à carga através da Equação 3.2.

Posteriormente foi traçado um gráfico com a potência de saída em função da carga.

3.1.3 Exatidão do ajuste de controle da saída

Foi montada a bancada de testes de acordo com a Figura 17, com uma carga de 50Ω fixa, o gerador de RF SOFIA foi configurado em seu modo automático para iniciar com potência de saída de 5 W e terminar com 50 W , aumentando a potência de saída a passos de 5 W , sendo que, o gerador aumenta a potência de saída a cada 2 minutos, dessa forma o procedimento todo levou 20 minutos para ser concluído.

Foi selecionada a carga de $50\ \Omega$ pois a norma ABNT NBR IEC 60601-2-2 (2013) diz que é necessário estabelecer uma carga declarada, sendo que, quando esta carga esta conectada na saída do gerador de RF o equipamento consegue fornecer sua potência máxima de saída. O SOFIA consegue fornecer sua potência máxima numa faixa de $50\ \Omega$ até $385\ \Omega$, dessa forma a carga de $50\ \Omega$ foi selecionada.

Para a realização deste ensaio foi utilizado o mesmo material citado no experimento anterior. O osciloscópio foi conectado em paralelo com a carga medindo tensão RMS, as cargas foram medidas com o multímetro para maior precisão. Reveja o diagrama da Figura 19 para melhor entendimento.

Aferindo o valor da tensão entregue à carga através do osciloscópio e conhecendo o valor da resistência da carga foi possível calcular a potência entregue à carga através da Equação 3.2.

Posteriormente foi possível calcular o erro de medida do SOFIA para a carga de $50\ \Omega$ variando a potência de 5 W até 50 W RMS em passos de 5W e foi possível construir um gráfico para visualizar a exatidão da medida do equipamento.

3.1.4 Tensão máxima de saída

Nesta etapa foi avaliada qual a tensão de pico diretamente na carga, para potências fixas selecionadas no SOFIA de 10 W, 25 W e 50 W (RMS), foi variada a carga dentro do intervalo de $50\ \Omega$ até $300\ \Omega$.

O intervalo de resistência de $50\ \Omega$ até $300\ \Omega$ foi escolhido devido a especificação de projeto do SOFIA que diz que o equipamento foi preparado para funcionar nessa faixa de impedância.

Para a realização deste ensaio foi utilizado o mesmo material citado nos experimentos anteriores, com exceção do eletrodo, neste caso foi utilizado o eletrodo guarda-chuva 5H. O osciloscópio foi conectado em paralelo com a carga medindo tensão de pico, as cargas foram medidas com o multímetro para maior precisão. Reveja o diagrama da Figura 19 para melhor entendimento.

O procedimento foi repetido para os valores de resistência de $48,9\ \Omega$, $99,3\ \Omega$, $148,8\ \Omega$, $197,4\ \Omega$, $247\ \Omega$ e $304\ \Omega$. Foram utilizadas 6 cargas de $50\ \Omega$, as cargas foram conectadas em série para obtenção dos valores de resistência desejados.

Aferindo o valor da tensão de pico entregue à carga foi possível traçar um gráfico da tensão de pico x carga.

3.1.5 Erro de medida

Nesta etapa foi avaliado o erro na medida de potência realizada pelo SOFIA, para potências fixas selecionadas no SOFIA de 10 W, 25 W e 50 W (RMS), variando a carga dentro do intervalo de 50 Ω até 300 Ω .

Para a realização deste ensaio foi utilizado o mesmo material citado no experimento anterior. O osciloscópio foi conectado em paralelo com a carga medindo tensão RMS, as cargas foram medidas com o multímetro para maior precisão. Reveja o diagrama da Figura 19 para melhor entendimento.

Foram utilizadas as mesmas cargas do experimento anterior, também foram feitas as mesmas associações, resultando nos mesmos valores de impedância.

O intervalo de resistência de 50 Ω até 300 Ω foi escolhido para realização deste experimento pelo mesmo motivo que esse intervalo foi escolhido para o experimento anterior

Aferindo o valor da tensão entregue à carga através de um osciloscópio e conhecendo o valor da resistência da carga foi possível calcular a potência entregue à carga através da Equação 3.2.

Com o valor de potência calculada e o valor de potência aferido pelo SOFIA, foi possível fazer uma comparação e saber qual foi o erro do SOFIA em porcentagem para cada valor de carga, o cálculo foi feito utilizando a Equação 3.4.

$$Erro = \frac{P_{sofia} \cdot 100}{P_{medida}} - 100 \quad (3.4)$$

Erro: Erro de medida de potência do equipamento em comparação com a medida dos instrumentos;

P_{sofia}: Potência mostrada no *display* do SOFIA;

P_{medida}: Potência entregue à carga medida por meio de instrumentos.

Desta forma é possível traçar um gráfico da porcentagem de erro que o SOFIA apresenta em relação a resistência da carga numa faixa de impedância que varia de 50 Ω até 300 Ω .

3.2 Expansão da potência do equipamento para 100 W

Para saber quais são as alterações necessárias para que o SOFIA tenha sua potência de saída aumentada para 100 W (RMS) foi feita uma análise teórica dos circuitos que envolvem a parte de potência do SOFIA.

Como é possível observar no diagrama da Figura 20, os itens que compõe o circuito de potência do sofia são: Fonte de alimentação DC, placa de controle e placa do gerador. Esses três itens foram analisados separadamente e as alterações necessárias foram sugeridas.

Através dos resultados de experimentos realizados *in vivo* e *ex vivo* citados anteriormente a alteração da potência máxima de saída de 50 W para 100 W (RMS) se mostrou desnecessária, desta forma esta análise serve apenas para mostrar como o equipamento está preparado para receber essa alteração caso venha a ser necessária no futuro.

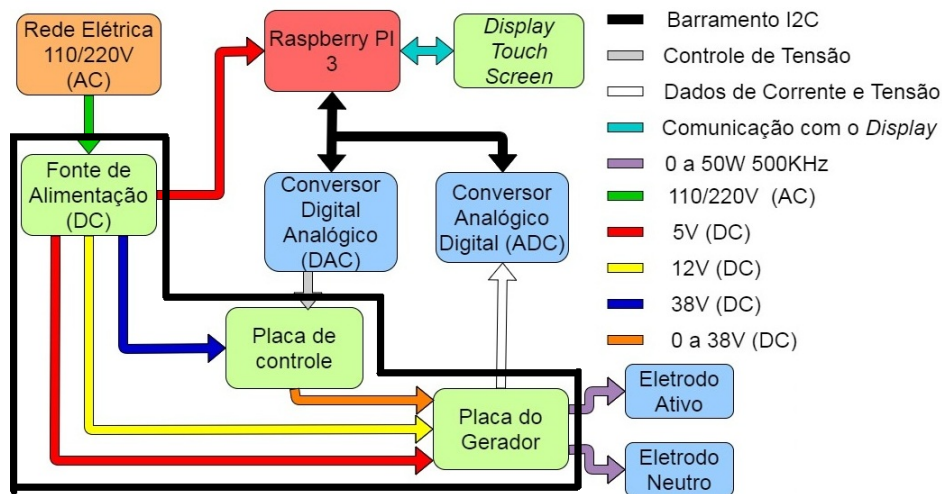


Figura 20 – Diagrama de blocos do equipamento de ablação hepática por radiofrequência SOFIA. Os itens que compõe os circuitos de potência do SOFIA se encontram dentro da área delimitada pela linha preta, sendo eles: Fonte de alimentação DC, placa de controle e placa do gerador.

4 Resultados e Discussão

4.1 Análise técnica

4.1.1 Ensaios em bancada

A bancada para realização dos ensaios experimentais foi organizada de acordo com a norma ABNT NBR IEC 60601-2-2 (2013), como é possível visualizar na Figura 21. Durante a realização dos ensaios a umidade do ar se manteve em 51 %, a temperatura em 25,5 °C e a pressão atmosférica em 872,9 hPa.

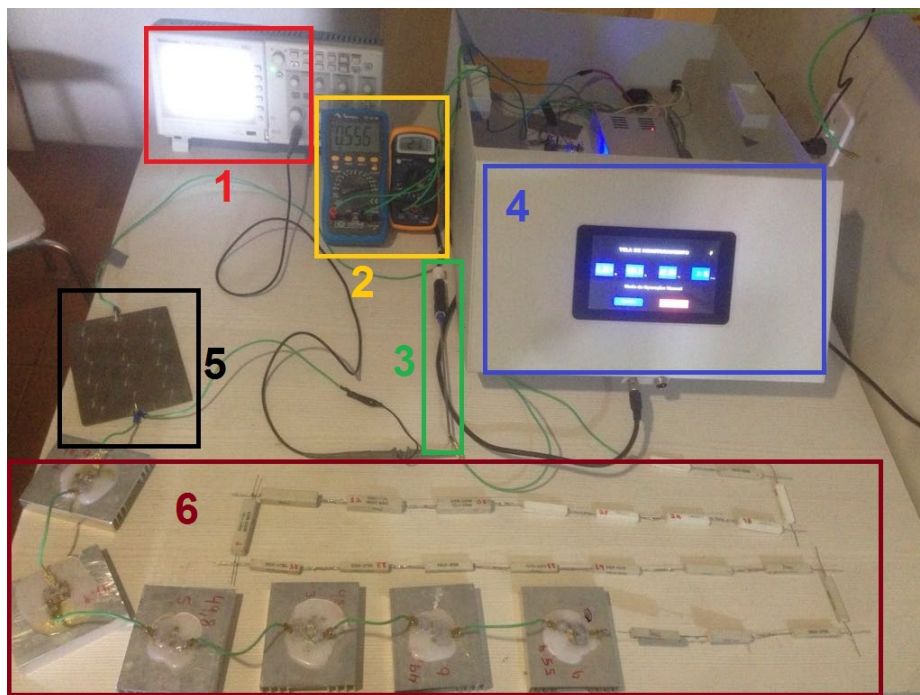


Figura 21 – Bancada utilizada na realização dos ensaios experimentais. (1) Osciloscópio modelo TDS 1001B da marca Tektronix utilizado na medida. (2) Multímetros medindo tensão e corrente, o primeiro modelo ET-2110 da marca Minipa medindo corrente e o segundo modelo DT858L medindo tensão. (3) Eletrodo ativo. (4) Equipamento gerador de RF SOFIA. (5) Eletrodo neutro. (6) Cargas.

4.1.1.1 Curva de eficiência

Durante a realização do ensaio experimental foi possível observar que o SOFIA, com potência de saída igual a 0 (zero), consome 49,73W (RMS), levando em conta que o consumo dos circuitos lógicos e de controle é de aproximadamente 24W o consumo está elevado, isso ocorre devido a baixa eficiência da fonte de alimentação DC.

A potência máxima consumida pelo equipamento ocorreu quando a potência selecionada foi de 50 W com a carga de 304 Ω , sendo que a potência entregue à carga aferida com o osciloscópio foi de 49,77 W (RMS), a potência máxima consumida pelo SOFIA foi de 326,21 W (RMS) e sua eficiência neste ponto foi de 15,26 %.

O ponto de menor eficiência ocorreu com a carga de 247 Ω , com potência selecionada de 10 W e potência aferida com osciloscópio de 9,76 W (RMS), onde a eficiência na transferência de energia para a carga foi de 6,26 %.

O ponto de maior eficiência ocorreu com a carga de 48,9 Ω , com potência selecionada de 50 W e potência aferida com osciloscópio de 47,71 W (RMS), onde a eficiência na transferência de energia para a carga foi de 21,24 %.

Como é possível observar na Figura 22, a eficiência do SOFIA é geralmente maior para a potência de 50 W, o que é normal já que alguns circuitos do SOFIA possuem um consumo energia constante, isto é, independentemente da potência que está sendo entregue à carga o consumo é o mesmo, por isso a eficiência para potência de 10 W é baixa.

Além disso é possível perceber que o equipamento é mais eficiente para a carga de 50 Ω para as potências de 25 e 50 W, isso indica que está havendo maior transferência de energia nesse ponto, o que quer dizer que o melhor casamento de impedâncias do equipamento com a carga ocorre em uma faixa próxima aos 50 Ω .

Em comparação com o equipamento de ARF 1500X da *AngioDynamics* o SOFIA possui eficiência maior, já que a eficiência do 1500X varia de 0 até 10 % enquanto a eficiência do SOFIA atingiu 21,24 % (ANGIODYNAMICS, 2017).

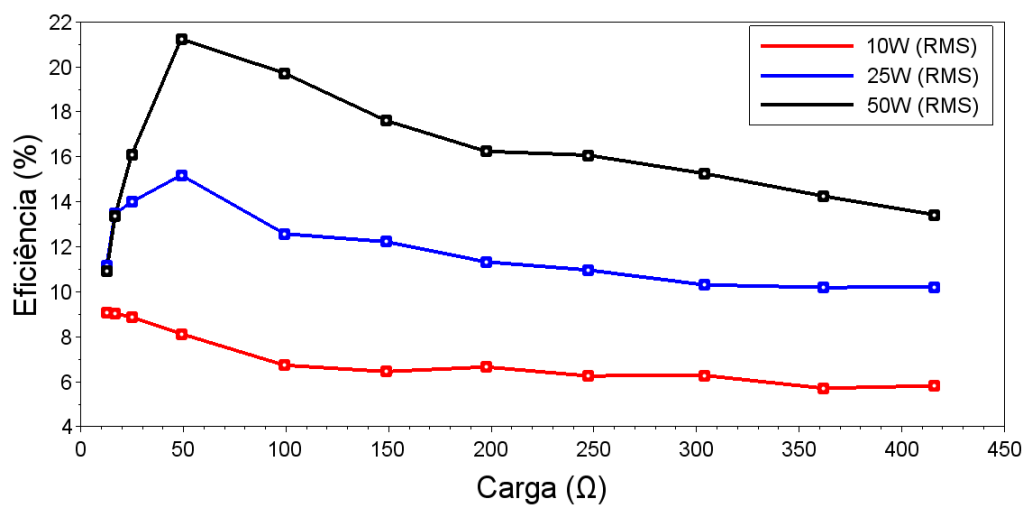


Figura 22 – Gráfico de eficiência do equipamento SOFIA para as potências fixas de 10 W, 25 W e 50 W (RMS). Com a potência fixa foi medida a potência consumida pelo equipamento e a potência entregue à carga, posteriormente a eficiência energética do SOFIA foi calculada.

4.1.1.2 Monotonicidade do ajuste de controle da saída

Como é possível observar no gráfico da Figura 23, a potência de saída do SOFIA não aumenta com a redução do ajuste de controle, isto é, a potência de saída não volta a subir após começar a cair devido a limitação de tensão máxima de saída. Isso demonstra que o controle está funcionando adequadamente, como determina a norma ABNT NBR IEC 60601-2-2 (2013).

Como a norma ABNT NBR IEC 60601-2-2 (2013) também determina que a tensão de pico na carga não pode ultrapassar os 200 V o SOFIA possui um limitador que não deixa a tensão de pico passar de 186 V. Ao mesmo tempo que a tensão é limitada, para cargas mais altas a potência também começa a ser limitada já que a tensão necessária para atingir a potência máxima é maior do que a tensão máxima permitida.

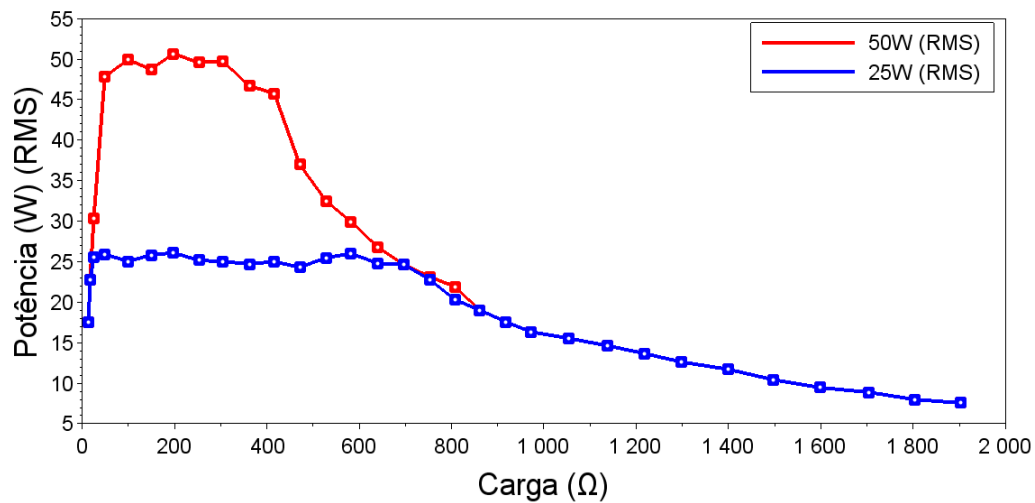


Figura 23 – Potência entregue medida diretamente sobre a carga para as potências fixas selecionadas no SOFIA de 25 W e 50 W (RMS), que representam a potência máxima e metade da potência máxima que o SOFIA consegue fornecer, variando a carga de 13,5 Ω até 1903 Ω .

No gráfico da Figura 24 é possível observar que na faixa de impedâncias especificada em projeto, que é de 50 Ω até 300 Ω , o SOFIA mantém a potência entregue à carga independentemente da impedância da carga

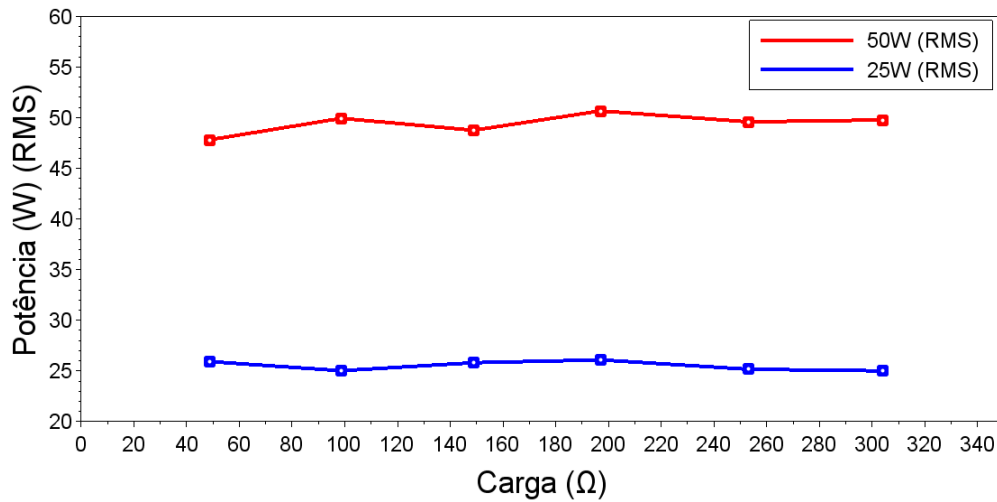


Figura 24 – Potência medida diretamente sobre a carga para as potências fixas selecionadas no SOFIA de 25 W e 50 W (RMS), que representam a potência máxima e metade da potência máxima que o SOFIA consegue fornecer, no intervalo de carga de 50 Ω até 300 Ω .

4.1.1.3 Exatidão do ajuste de controle da saída

Como é possível observar no gráfico da Figura 25, para a carga declarada de 50 Ω o SOFIA apresentou um erro máximo na medida de potência de -1,47 % com a potência selecionada de 40 W.

De acordo com a norma ABNT NBR IEC 60601-2-2 (2013), o erro máximo permitido neste tipo de ensaio é de $\pm 20\%$, como é possível observar na Figura 25 o SOFIA apresentou ótimo desempenho neste ensaio experimental, apresentando um erro de medida muito abaixo do erro permitido pela norma.

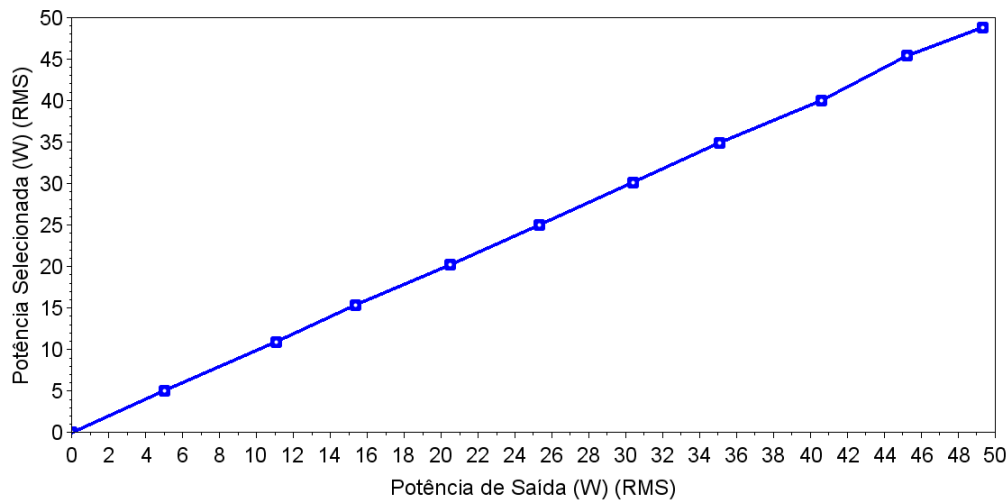


Figura 25 – Gráfico de exatidão do ajuste de controle da saída com uma carga declarada de 50 Ω , onde é comparada a potência exibida pelo gerador de RF SOFIA e a potência medida pelo osciloscópio.

4.1.1.4 Tensão máxima de saída

Como é possível observar no gráfico da Figura 26, para faixa de impedâncias que o SOFIA foi preparado, que varia de 50 até 300 Ω , conforme especificação de projeto, a tensão não ultrapassa 200 V de pico, chegando a tensão de pico máxima de 176 V com a potência de 50 W e a carga de 304 Ω .

De acordo com a norma ABNT NBR IEC 60601-2-2 (2013), para dissecar tecido deve ser utilizada uma onda senoidal pura abaixo de 200 V de pico, sendo assim, neste ponto o SOFIA está de acordo com a norma.

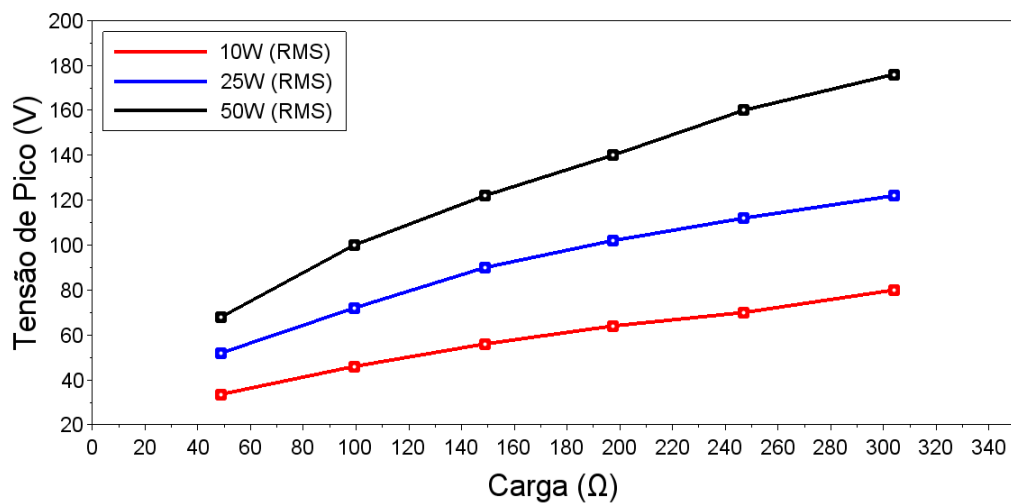


Figura 26 – Tensão de pico medida diretamente sobre a carga para as potências fixas selecionadas no SOFIA de 10 W, 25 W e 50 W (RMS) variando a carga de 50 Ω até 300 Ω .

4.1.1.5 Erro de medida

No gráfico da Figura 27 é possível visualizar os erros referentes a medida de potência para as potências fixas selecionadas no SOFIA de 10 W, 25 W e 50 W (RMS) no intervalo de impedância de 50 Ω até 300 Ω .

É possível perceber que o maior erro ocorreu com a potência de 25 W com a carga de 148,8 Ω e foi de -12,51 %. Também é possível visualizar que a potência com menor erro é a de 50 W, isso ocorre devido ao fato da corrente e tensão para essa potência serem maiores do que para as outras potências, sendo assim os circuitos de medidas ficam menos suscetíveis a ruídos.

Em comparação com o equipamento 1500X da *AngioDynamics* o SOFIA demonstrou bom desempenho já que o 1500X garante uma acurácia de $\pm 20\%$ no intervalo de impedância de 25 Ω até 150 Ω (ANGIODYNAMICS, 2017).

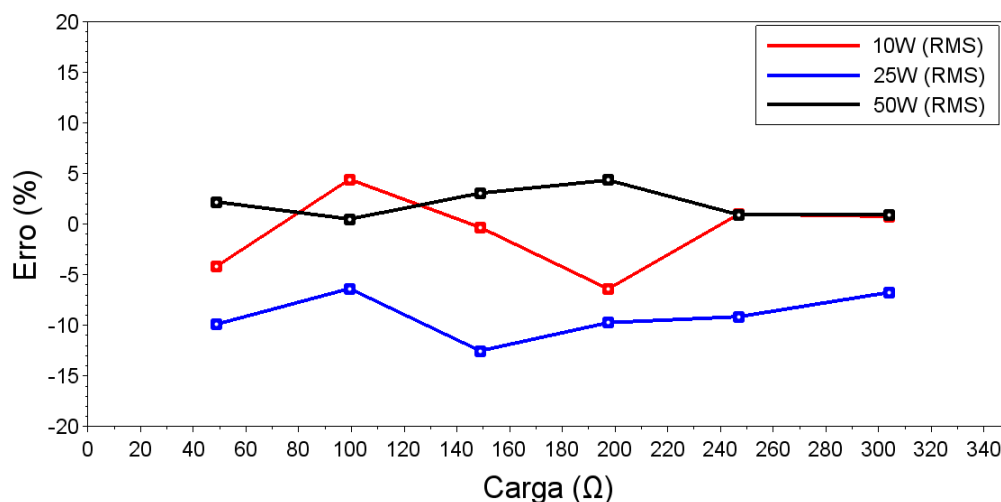


Figura 27 – Erro na medida de potência apresentado para as potências fixas selecionadas no SOFIA de 10 W, 25 W e 50 W (RMS) variando a carga de 50 Ω até 300 Ω .

4.2 Proposição de melhorias para o equipamento

4.2.1 Expansão da potência do equipamento para 100 W

Com a análise teórica feita nos circuitos do SOFIA foi possível perceber que as mudanças necessárias para ampliação da potência para 100 W (RMS) estão concentradas na placa do gerador. A seguir as mudanças necessárias em cada placa do SOFIA serão tratadas separadamente.

4.2.1.1 Fonte de Alimentação

Os circuitos lógicos e de controle do SOFIA consomem aproximadamente 24 W, os circuitos responsáveis pela parte de potência do SOFIA que estão na placa de controle e do gerador possuem eficiência acima de 50 %, sendo assim, a fonte de alimentação teria que prover aproximadamente 224 W para o correto funcionamento dos circuitos caso o SOFIA fornecesse 100 W na saída.

A fonte de alimentação que está no SOFIA atualmente é de 400 W, como demonstrado anteriormente ela é capaz de fornecer potência suficiente para o SOFIA mesmo com a alteração para 100 W, sendo assim, a fonte não precisa ser trocada.

4.2.1.2 Placa de Controle

Para ampliação da potência não é necessário realizar alterações na placa de controle, a mesma conta com 3 transistores de potência de junção bipolar, modelo MJ802, em paralelo, cada um é capaz de prover até 200 W, sendo assim os três juntos podem fornecer até 600 W de potência.

4.2.1.3 Placa do Gerador

Na placa do gerador, como pode ser observado na Figura 28, os circuitos que necessitam ser analisados estão delimitados pela linha preta, sendo eles os dois filtros analógicos, o conversor *push-pull* e os circuitos de medida. Os demais circuitos atuam apenas como circuitos lógicos, não necessitando de alteração para a ampliação da potência. A seguir cada bloco do diagrama será tratado separadamente.

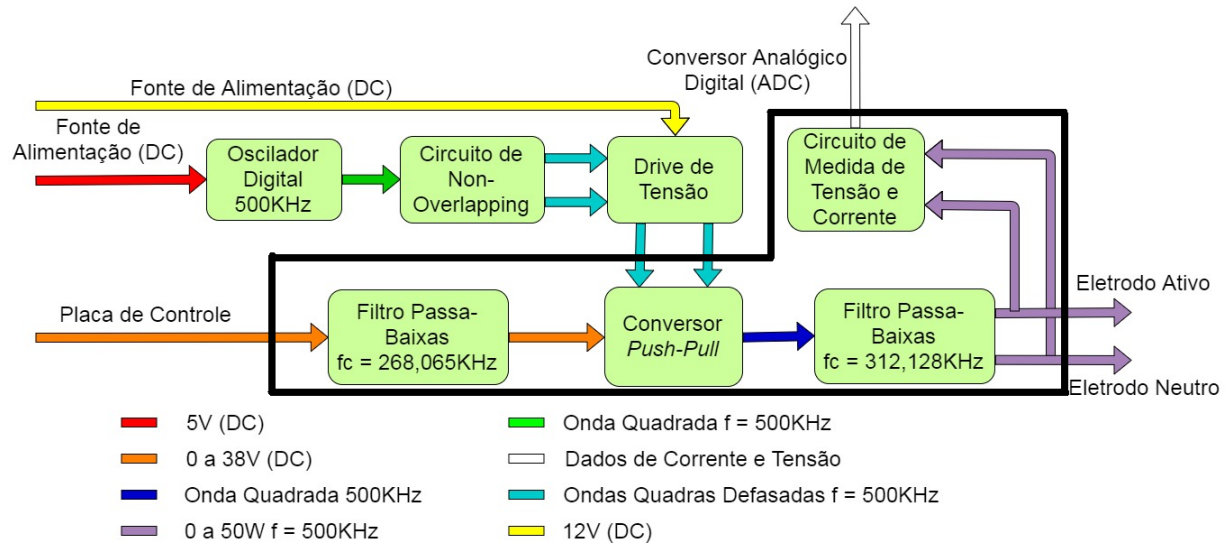


Figura 28 – Circuitos da placa do gerador que precisam ser analisados para expansão da potência de saída estão delimitados pela linha preta.

4.2.1.3.1 Filtros Analógicos

No primeiro filtro (Figura 29) a tensão ainda é DC, sendo que a tensão máxima provida pela fonte é de 38V DC e a eficiência máxima do conversor *push-pull* é de 78 % é possível calcular a corrente que passa por esse circuito através da Equação 4.1.

$$I = \frac{P}{V} \quad (4.1)$$

Considerando a eficiência do conversor como 50 %, a corrente que circularia pelo enrolamento do indutor seria de 5,26 A, como o fio usado para construção do indutor é de 1,5 mm² que suporta correntes de até 15,5 A esse componente não precisa sofrer alterações.

No filtro da Figura 29 também existe um diodo que atualmente é do modelo 1N5408 que suporta no máximo 3 A de corrente em condução direta, é necessário trocar por um que consiga suportar a corrente de 5,26 A no mínimo.

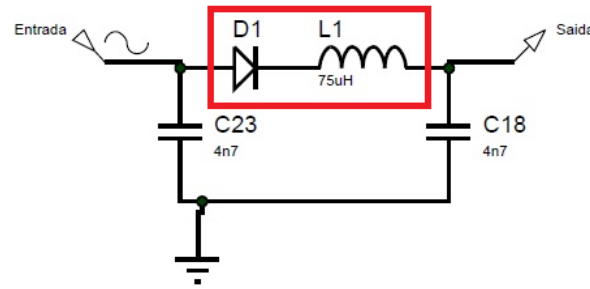


Figura 29 – Filtro analógico passa-baixas. Composto por dois capacitores de $4,7 \text{ nF}$ (C23 e C18), um indutor de $75 \text{ }\mu\text{H}$ e um diodo modelo 1N5408. Possui frequência de corte em $268,065 \text{ kHz}$. Destacado pelo retângulo vermelho o indutor e o diodo, onde o diodo necessita ser alterado.

Para o filtro da Figura 30, considerando a carga de resistência mais baixa para o qual o SOFIA foi preparado que é $50 \text{ }\Omega$, com a potência de 100 W (RMS) a corrente elétrica que passará pelo indutor do segundo filtro pode ser calculada através das Equações 4.2 e 4.3.

$$P = \frac{V^2}{R} \quad (4.2)$$

$$P = V \cdot I \quad (4.3)$$

A corrente no indutor será de no máximo $1,41 \text{ A}$, como o fio usado para construção do indutor é de $1,5 \text{ mm}^2$ que suporta correntes de até $15,5 \text{ A}$ esse componente não precisa sofrer alterações.

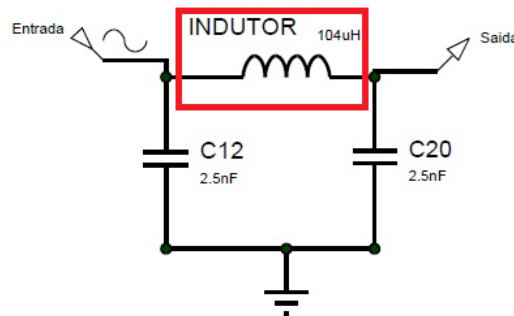


Figura 30 – Filtro analógico passa-baixas. Composto por dois capacitores de $2,5 \text{ nF}$ (C12 e C20) e um indutor de $104 \text{ }\mu\text{H}$. Possui frequência de corte em $312,128 \text{ kHz}$. Destacado pelo retângulo vermelho o indutor que foi avaliado.

4.2.1.4 Conversor *Push-Pull*

No conversor *Push-Pull* (Figura 31) não será necessário trocar os transistores Q1 e Q2, ambos do modelo IRFP250N, cada um é capaz de dissipar 190 W , como na topologia

utilizada cada transistor conduz em meia onda, juntos eles podem dissipar teoricamente até 380 W, sendo assim, mesmo com as perdas devido a eficiência máxima ser de 78 % eles conseguirão fornecer potência suficiente.

O transformador presente no circuito foi dimensionado para 50 W, dessa forma, com a ampliação de potência para 100 W será necessário redimensionar o transformador para que o mesmo não aqueça e diminua sua eficiência. Um dos principais fatores que deve ser levado em consideração é a bitola do fio dos enrolamentos, uma bitola inadequada pode aquecer o transformador ou até mesmo levar ao rompimento do fio. A impedância dos enrolamentos primário e secundário deve ser mantida, assim como a relação de espiras, para que a amplificação de tensão continue igual e para que o casamento de impedâncias na saída do conversor continue a mesma.

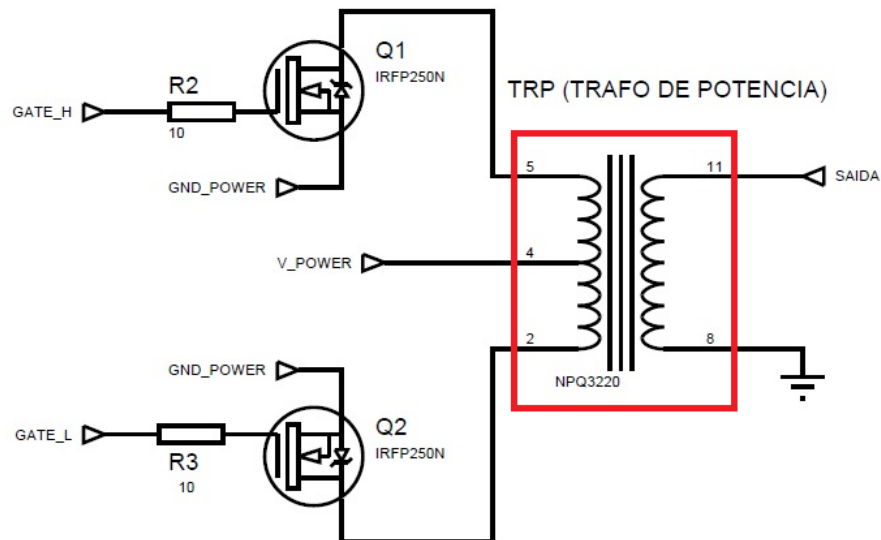


Figura 31 – Conversor *push-pull*. Destacado pelo retângulo vermelho o transformador que necessita de alterações.

4.2.1.5 Circuito de Medidas

O circuito de medida de tensão está preparado para medir até 132 V RMS que é igual à 186 V de pico, como a norma ABNT NBR IEC 60601-2-2 (2013) não considera adequado ultrapassar os 200 V de pico, existe uma restrição no equipamento que evita que a tensão ultrapasse 186 V de pico em qualquer caso, sendo assim o circuito de medida de tensão não precisa ser alterado.

O equipamento de ARF 1500X da *AngioDynamics* também possui essa limitação, no caso do 1500X ela está em aproximadamente 190 V de pico ([ANGIODYNAMICS, 2017](#)).

O circuito de medida de corrente atual pode medir correntes de até 1,5 A, como já foi calculado anteriormente, com a potência de 100 W RMS e a carga de 50Ω a corrente será de 1,41 A, para cargas de maior impedância a corrente irá diminuir. como a especificação de projeto do SOFIA é para impedância de 50Ω até 300Ω a corrente não será maior que 1,41 A, sendo assim não é necessário fazer alterações neste circuito.

Caso seja necessário medir tensões ou correntes maiores basta alterar o ganho do amplificador inversor que está presente em ambos os circuitos, modificando a relação entre os resistores de ganho, como demonstra a figura 32, assim a tensão de saída irá excursionar dentro da faixa do conversor ADC. Também será necessário refazer a calibração do equipamento.

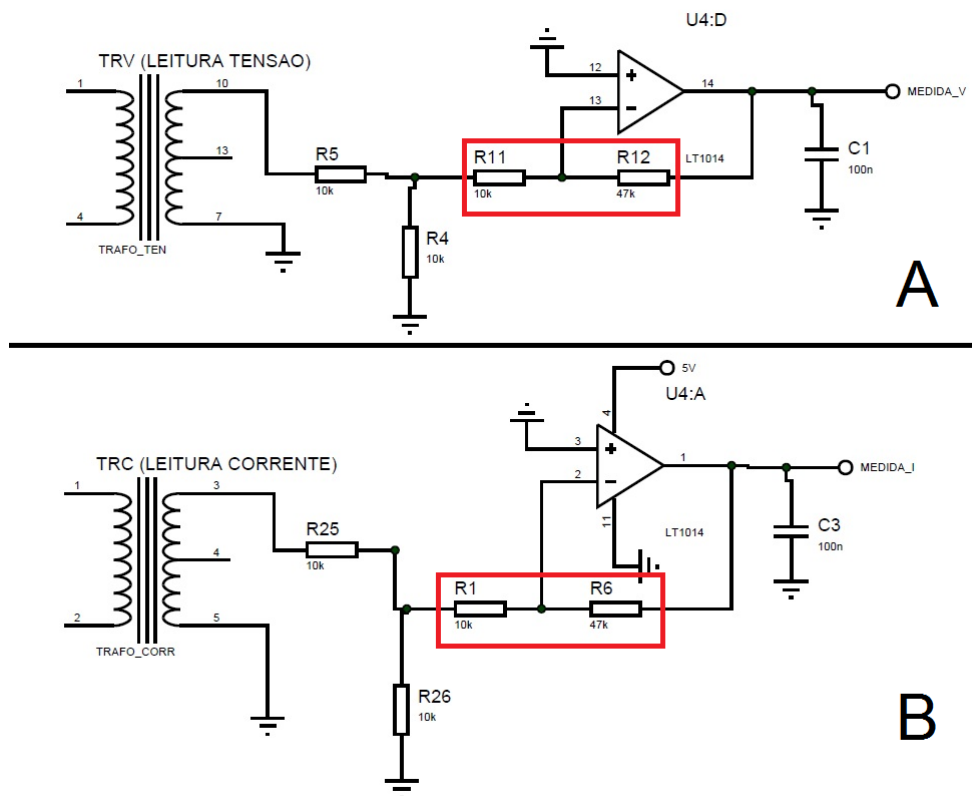


Figura 32 – Circuitos de medidas. (A) Circuito de medida de tensão. (B) Circuito de medida de corrente. Destacado pelos retângulos em vermelho os resistores que precisam ser alterados, R11 e R12 para o circuito de medida de tensão e R1 e R6 para o circuito de medida de corrente.

5 Conclusão

Nos testes realizados em bancada o SOFIA apresentou bom desempenho, principalmente para as cargas com impedâncias entre 50 e 300 Ω , que é a faixa definida em projeto para o SOFIA. No teste de eficiência o equipamento apresentou, para alguns valores específicos de impedância da carga, eficiência superior a um equipamento de ARF comercializado mundialmente, assim como apresentou consumo de energia inferior, o que já era esperado já que o SOFIA possui potência máxima de saída inferior aos demais equipamentos citados neste trabalho.

No teste de monotonicidade do ajuste de controle da saída o SOFIA evitou que a potência de saída aumentasse com a diminuição do ajuste de controle, assim como não houveram picos de potência, e na faixa de impedâncias especificada no projeto do SOFIA o equipamento manteve a potência de saída independentemente da carga.

No teste de exatidão do ajuste de controle da saída para uma carga declarada o SOFIA apresentou erro máximo entre a potência medida pelo equipamento de ARF e a potência medida com instrumentos de -1,47 %, o que demonstra a exatidão das medidas feitas pelo SOFIA. O erro negativo significa que a potência medida pelo SOFIA foi menor do que a potência medida pelos instrumentos.

No teste onde foi avaliada a tensão máxima de saída o SOFIA não apresentou tensão de pico maior do que 200 V, demonstrando que o equipamento é seguro. No teste de monotonicidade foi possível perceber que o equipamento não permite que a tensão de pico na carga seja maior do que 190 V, diminuindo a potência entregue à carga para que isso seja evitado, isso demonstra a eficiência do sistema de controle do equipamento.

No teste onde foi avaliado o erro de medida de potência de saída do equipamento, para potências de 10 W, 25 W e 50 W fixas, escolhidas na tentativa de avaliar toda a faixa de potência do equipamento, e na faixa de impedâncias especificada no projeto do SOFIA, o mesmo apresentou um erro máximo na medida de potência de saída de -12,51 %, o que demonstra a precisão nas medidas realizadas pelo equipamento. O equipamento 1500X da *AngioDynamics* garante uma acurácia de ± 20 % no intervalo de impedância de 25 Ω até 150 Ω , enquanto o SOFIA apresentou erro máximo de -12,51 % na faixa de 50 Ω até 300 Ω .

Nos testes onde foram avaliados a monotonicidade e exatidão do ajuste de controle, assim como no teste que avaliou a tensão máxima de saída o SOFIA demonstrou estar de acordo com a norma ABNT NBR IEC 60601-2-2 (2013), que define os requisitos para a segurança básica e desempenho essencial de equipamentos cirúrgicos de alta frequência. Nos testes onde foram avaliadas a curva de eficiência e o erro de medida o

SOFIA apresentou desempenho similar aos demais equipamentos de RF comercializados mundialmente.

Durante a avaliação das mudanças necessárias para que o SOFIA pudesse fornecer 100 W (RMS) em sua saída, foi possível perceber que não são necessárias muitas mudanças, e que as alterações necessárias são pontuais. Dessa forma, caso venha a ser conveniente o equipamento pode ser facilmente alterado.

Devido ao fato deste trabalho ter feito apenas uma avaliação teórica das mudanças necessárias para expansão da potência de saída do equipamento. Deixo como proposta para trabalhos futuros a ampliação na prática da potência de saída, assim como a realização de testes para verificar se há ganhos de desempenho durante a realização da ARF com a ampliação da potência de saída do equipamento.

Referências

ABNT NBR IEC 60601-2-2. *Equipamento eletromédico Parte 2-2: Requisitos particulares para a segurança básica e desempenho essencial de equipamentos cirúrgicos de alta frequência e acessórios cirúrgicos de alta frequência*. Brasil, 2013. Citado na página 46.

ALMEIDA, T. R. d. O. d. *Development of a Stent-Based Electrode for Radio Frequency Thermal Ablation Procedure*. Tese (Doutorado), 2012. Citado 6 vezes nas páginas 21, 25, 26, 29, 30 e 31.

ANGIODYNAMICS. *RITA 1500X USER'S GUIDE AND SERVICE MANUAL*. 2017. Disponível em: <http://www.angiodynamics.com/uploads/pdf/042210-040340_RITA%201500X%20IFU.pdf>. Acesso em: 25.10.2017. Citado 5 vezes nas páginas 26, 27, 52, 55 e 59.

BOSTONSCIENTIFIC. *Radiofrequency Ablation*. 2017. Disponível em: <<http://www.bostonscientific.com/en-US/products/capital-equipment--therapy/RF3000-Radiofrequency-Generator.html>>. Acesso em: 25.10.2017. Citado na página 27.

BOSTONSCIENTIFIC. *RF 3000 Radiofrequency Ablation System*. 2017. Disponível em: <<https://www.bostonscientific.com/content/dam/bostonscientific/pi/portfolio-group/rfa/RF3000-Brochure-ENDO-50408-AA.pdf>>. Acesso em: 25.10.2017. Citado na página 26.

BOYLESTAD, R. L. *Introdução à análise de circuitos*. 12^a. ed. [S.l.]: Pearson Education do Brasil, 2012. 802-829 p. Citado 2 vezes nas páginas 37 e 40.

COVIDIEN. *Cool-tipTM RF Ablation System & Switching Controller*. 2017. Disponível em: <<http://www.medtronic.com/covidien/en-us/products/ablation-systems/cool-tip-rf-ablation-system-and-switching-controller.html>>. Acesso em: 25.10.2017. Citado 2 vezes nas páginas 26 e 27.

DORF, R. C.; A.SVOBODA, J. *Introdução aos Circuitos Elétricos*. 8^a. ed. [S.l.]: Grupo Gen-LTC, 2012. 464-504 p. Citado na página 39.

GOMES, M. A.; PRIOLLI, D. G.; TRALHÃO, J. G.; BOTELHO, M. F. Carcinoma hepatocelular: epidemiologia, biologia, diagnóstico e terapias. *Revista da Associação Médica Brasileira*, Elsevier, v. 59, n. 5, p. 514–524, 2013. Citado na página 21.

JIANG, H.-C.; LIU, L.-X.; PIAO, D.-X.; XU, J.; ZHENG, M.; ZHU, A.-L.; QI, S.-Y.; ZHANG, W.-H.; WU, L.-F. Clinical short-term results of radiofrequency ablation in liver cancers. *World journal of gastroenterology*, Baishideng Publishing Group Inc, v. 8, n. 4, p. 624, 2002. Citado na página 21.

JR, M. A. F. R.; COLANERI, R. P.; NUNES, B. d. S.; CHAIB, E.; D'IPOLITTO, G.; GAMA-RODRIGUES, J. J.; SAAD, W. A.; CECCONELLO, I. Ablação por radiofrequência de tumores hepáticos primários e metastáticos: experiência em 113 casos. *ABCD arq. bras. cir. dig*, v. 20, n. 1, p. 38–44, 2007. Citado na página 21.

- KIKUCHI, L. O. O. *Análise da sobrevida de pacientes com carcinoma hepatocelular atendidos no Instituto do Câncer do Estado de São Paulo*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2015. Citado na página 21.
- LEE, J. M.; JIN, G. Y.; GOLDBERG, S. N.; LEE, Y. C.; CHUNG, G. H.; HAN, Y. M.; LEE, S. Y.; KIM, C. S. Percutaneous radiofrequency ablation for inoperable non-small cell lung cancer and metastases: Preliminary report 1. *Radiology*, Radiological Society of North America, v. 230, n. 1, p. 125–134, 2004. Citado na página 25.
- MARQUES, M. P. Desenvolvimento de um eletrodo expansível de níquel-titânio para ablação hepática por radiofrequência. 2017. Citado 4 vezes nas páginas 28, 29, 30 e 44.
- MULIER, S.; NI, Y.; MIAO, Y.; ROSIERE, A.; KHOURY, A.; MARCHAL, G.; MICHEL, L. Size and geometry of hepatic radiofrequency lesions. *European Journal of Surgical Oncology (EJSO)*, Elsevier, v. 29, n. 10, p. 867–878, 2003. Citado na página 31.
- OLYMPUS. *CELON POWER SYSTEM*. 2017. Disponível em: <https://www.olympus-europa.com/medical/en/medical_systems/products_services/product_details/product_details_153088.jsp>. Acesso em: 25.10.2017. Citado na página 27.
- OLYMPUS. *CelonPOWER System*. 2017. Disponível em: <<http://www.kroenermedical.de/produkte/tumordiagnostik/celon-power.html>>. Acesso em: 25.10.2017. Citado na página 27.
- RASPBERRYPI. *Raspberry PI 3 Model B*. 2017. Disponível em: <<https://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-3-model-b/>>. Acesso em: 01.11.2017. Citado na página 33.
- RATHKE, H.; HAMM, B.; GÜTTLER, F.; RATHKE, J.; RUMP, J.; TEICHGRÄBER, U.; BUCOURT, M. de. Comparison of four radiofrequency ablation systems at two target volumes in an ex vivo bovine liver model. *Diagnostic and Interventional Radiology*, Aves Yayincilik Ltd. STI., v. 20, n. 3, p. 251, 2014. Citado na página 25.
- RAZAVI, B. Fundamentos de microeletrônica. In: *Fundamentals of Microelectronics*. Rio de Janeiro: Genesis, 2010. p. 543–565. ISBN: 978-85-216-1732-7. Citado 2 vezes nas páginas 36 e 37.
- SILVA, D. N. V. d. Revisão sistemática sobre terapia ablativa versus tratamento convencional para câncer de pulmão não pequenas células. Faculdade de Medicina da Bahia, 2015. Citado na página 25.

6 Glossário

Ablação Ação ou efeito de remover parte do corpo.

Buffer Circuito isolado que se usa para impedir que um circuito influencie em outro.

Carcinoma Tumor maligno epitelial ou glandular, que tende a invadir tecidos circundantes, originando metástases.

Dano térmico Dano celular causado pelo aumento da temperatura.

Necrose Conjunto de processos irreversíveis que produzem a degeneração celular seguida de morte da célula.

Non overlapping clock Circuito utilizado para gerar duas ondas defasadas onde essas ondas não se sobrepõe, não ficam em nível lógico alto simultaneamente.

Push-pull Configuração ou topologia utilizada em amplificadores que descreve a utilização de dois transistores, onde cada um atua separadamente para produzir um sinal de saída.

Roll-off Ponto de finalização do procedimento de ablação causado pelo aumento brusco da impedância.